

AD

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-186762

(43)公開日 平成8年(1996)7月16日

(51)Int.Cl.^o

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

H 04 N 5/325

A 61 B 6/04

3 0 9 B 7638-2 J

G 06 F 19/00

7638-2 J

A 61 B 6/00

3 5 0 M

G 06 F 15/42

X

審査請求 未請求 請求項の数23 (全41頁) 最終頁に続く

(21)出願番号

特願平6-336869

(71)出願人

東芝メディカルエンジニアリング株式会社

栃木県大田原市下石上1385番の1

(22)出願日

平成6年(1994)12月27日

(71)出願人

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者

山田 真一

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者

永井 清一郎

栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メディカルエンジニアリング株式会社内

(74)代理人

弁理士 鈴江 武彦

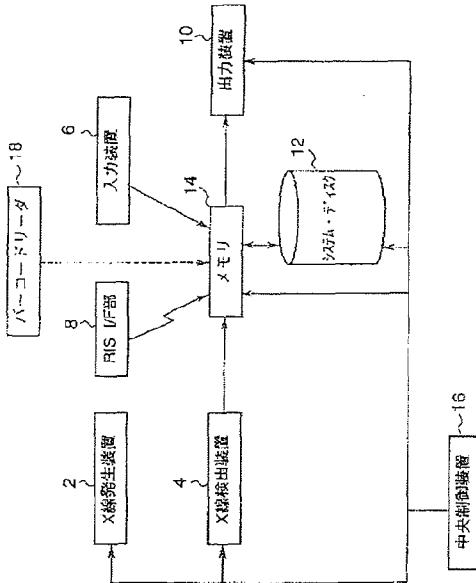
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 マンモグラフィ装置

(57)【要約】 (修正有)

【目的】 医師の診断を支援するための種々の画像処理を行ふ。

【構成】 画像の濃度、輝度を自由に調整し、画像の並置比較を行い、画像の拡大、強調を自動的に行い、異状陰影の検出判定を容易とする。画像の撮影から出力までをシステム内で全て一括して行うため、基本システム自体を1つのモダリティとみなすことができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 マンモグラム画像を入力する入力手段と、前記入力手段により入力したマンモグラム画像の乳腺領域のコントラストを強調する手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項 2】 前記コントラストを強調する手段は、乳腺領域の代表の画素値を最高の輝度に対応させることを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 3】 前記コントラストを強調する手段は、所定の範囲の画素値のみを輝度に変換することを特徴とする請求項 2 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 4】 前記コントラストを強調する手段は、前記乳腺領域の代表の画素値として前記マンモグラム画像を微小領域に分割した時の各微小領域のメディアン値の中で最も高い値を用いることを特徴とする請求項 2 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 5】 少なくとも 2 つ以上のマンモグラム画像を入力する入力手段と、前記入力手段により入力したマンモグラム画像の濃度範囲を等しくして出力する出力手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項 6】 前記入力手段が入力するマンモグラム画像は、過去の検査と現在の検査において同一方向から撮影した同一部位の画像であることを特徴とする請求項 5 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 7】 マンモグラム画像を入力する入力手段と、前記入力手段により入力したマンモグラム画像上の乳房の輪郭に基づいて、複数の微小領域を設定する微小領域設定手段と、前記設定された微小領域毎に所定の画像処理を行う画像処理手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項 8】 前記画像処理手段は、拡大処理と、コントラスト強調処理と、周波数強調処理との少なくとも 1 つを行うことを特徴とする請求項 7 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 9】 前記微小領域設定手段は、前記マンモグラム画像上の被写体領域の全てをカバーするように複数の微小領域を設定することを特徴とする請求項 7 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 10】 前記微小領域設定手段が設定した微小領域の位置を変更する手動操作部材をさらに具備することを特徴とする請求項 9 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 11】 マンモグラム画像を入力する入力手段と、前記入力手段により入力したマンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段と、

前記検出手段により検出された異常陰影を含む微小領域

の画像に所定の画像処理を行う画像処理手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項 12】 前記微小領域の中心の位置は前記異常陰影が検出された位置であることを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 13】 前記画像処理手段は、拡大処理と、コントラスト強調処理と、周波数強調処理との少なくとも 1 つを行い、検出された異常の種類に応じて画像処理の内容を決定することを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 14】 少なくとも 2 つ以上のマンモグラム画像を入力する入力手段と、

前記入力手段により入力したマンモグラム画像を出力する手段と、前記出力手段が前記マンモグラム画像を出力する際の配置位置と配置方向を管理する画像配置手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項 15】 医師毎の前記配置位置と配置方向を記憶する手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 16】 前記入力手段により入力したマンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段をさらに具備し、

前記画像配置手段は、前記検出手段により検出した異常陰影の種類に応じて配置位置と配置方向を決定することを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 17】 前記入力手段が入力するマンモグラム画像は同一被検体に関する過去の検査と現在の検査による画像であることを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 18】 マンモグラム画像を入力する入力手段と、

前記入力手段により入力したマンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段と、前記検出手段により検出した異常陰影の位置を示すマーカ像をマンモグラム画像と重複することなく合成し、合成結果を出力する出力手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項 19】 前記出力手段は、前記検出手段により検出した異常陰影の位置を指示するマーカ像を前記マンモグラム画像の外に配置することを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 20】 前記検出手段により検出した異常陰影の数を出力する手段をさらに具備し、前記出力手段は、異常陰影に対して識別子を付して異常位置を指示することを特徴とする請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項 21】 マンモグラム画像を入力する入力手段と、

前記入力手段により入力したマンモグラム画像につい

て、異常陰影の検出が行えるか否かを判定する判定手段と、前記判定手段が検出を行えると判定した場合は、前記マンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段と、前記検出手段により検出を行った結果を出力する結果出力手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【請求項22】前記判定手段は、前記入力手段により入力したマンモグラム画像の乳房の面積と、乳房の傾きに基づいて判定を行うことを特徴とする請求項21に記載のマンモグラフィ装置。

【請求項23】第1のマンモグラム画像と、前記第1のマンモグラム画像とは異なる時期に同一方向から撮影された同一部位の第2のマンモグラム画像を入力する入力手段と、

前記入力手段により入力した第1、第2のマンモグラム画像から異常陰影をそれぞれ検出する検出手段と、前記検出手段により検出されたそれぞれの異常陰影が異なる場合にのみ検出結果を出力する結果出力手段とを具備することを特徴とするマンモグラフィ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は被検体の乳房を検査するためのマンモグラフィ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】現在、主に使用されているスクリーン・フィルムコンピネーションによるマンモグラフィー(X線乳房撮影装置)の検査において、多くの病院におけるマンモグラフィーによって撮影された画像(以下、マンモグラム画像と称する)の画像診断は例えば以下のような手順で行われている。

【0003】まず、検査依頼科(例えば乳腺外科)の医師が、放射線科に患者の検査(例えばマンモグラフィーによる検査)を依頼する。この依頼は検査依頼書の発行によってなされる。検査依頼書には、患者のID番号、氏名、生年月日、性別、検査依頼科名、検査依頼医師名、検査のモダリティ(ここでは、マンモグラフィーとする)、部位、方法、検査目的、臨床情報等が記載される。

【0004】次に、放射線科の検査技師が、検査依頼書の指示に従って患者の検査(マンモグラフィーによるマンモグラム画像の撮影)を行い、フィルムを現像する。

【0005】そして、読影を行う医師は現像されたフィルムを読影する。読影とは、医師が未読影の画像を見て、診断を確定して読影レポートを完成するまでを行う。この時、検査している患者の過去の検査の画像(フィルム)を参照することがしばしばある。過去の検査の画像を読影の際に用いることは読影の質を高める上で重要である。読影を行う医師は診断を確定して読影レポートを作成する。このとき、読影を行う医師が読影レポート

トに記載する情報は、画像を読んでの所見、結論、読影医師の氏名、読影年月日等である。そして、読影レポートが読影を行った医師から検査依頼科の医師に送られる。

【0006】スクリーン・フィルムコンピネーションによるマンモグラフィーの撮影条件としては、Mo(Rh)ターゲット、Mo(Rh)フィルタによる特性X線を画質向上の目的で有効に利用している。また、X線管電圧は30kVp以下の低管電圧としている。

【0007】次に、スクリーン・フィルムコンピネーションを用いないマンモグラフィーの検査について説明する。ここでは、コンピューテッド・ラジオグラフィ、スロット・スキャン方式、2次元CCD方式等によるマンモグラフィーの検出系について説明する。

【0008】コンピューテッド・ラジオグラフィ(Computed-Radiography)は、X線検出器として従来のフィルムを用いる代わりに輝光体を塗布したプレート(イメージング・プレート、IP)を用いるX線撮影方法である。イメージング・プレートは、フィルムと比較して非常に広いダイナミックレンジを有しており、広い線量範囲で画像を撮影することができる。イメージング・プレートにX線を照射すると、X線のエネルギーによって電子のエネルギー順位が高められ、X線強度分布が潜像として記憶される。後にレーザーを照射して高い順位の電子を励起すると、その時のエネルギーが光として検出される。この光は、イメージング・プレートに吸収されたX線のエネルギーに比例するためX線像を電気的に(例えばデジタル・イメージとして)得ることができる。

【0009】このようなイメージング・プレートをマンモグラフィー用の検出系に使用したものについて米国特許第4,721,856号等に記載されている。

【0010】現状のイメージング・プレートは種々の問題点を有している。すなわち、解像度が悪い(画素のピクセルサイズは100μm×100μmである)、ノイズが多い、IPは使用時にキズが付いて性能が劣化する(IPは10万回使用して交換する必要がある)、装置が高価である、といった問題点を有している。

【0011】次に、マンモグラフィーの検出系にスロット・スキャン方式を用いる場合について説明する。スロット・スキャン方式ではファンビーム状のX線を照射して乳房をスキャンする。X線の検出はライン状のCCDを用いた検出器を使用する。このとき、照射X線のスキャンに合わせて検出器を動かすことにより散乱(スキャッタ)による影響を低減している。CCDを用いた検出器ではあるが、完全なライン検出器ではなく、幅方向にも画素をもったセミエリア検出器である。セミエリア検出器では幅方向のCCD電荷の転送スピードに合わせてスキャンをすると幅サイズだけ画素の電荷が加算されるためX線管の負荷が少なくてすむ。

【0012】検出されたX線は増感紙により光に変換

し、それをテープード・ファイバでCCDに導いている。詳しくは次の文献を参照することができる。

Yaffe M. J. et al : Imaging performance of a prototype scanned-slot digital mammography system, SPIE. Physics of Medical Imaging, 93-103(1993)

このような、スロット・スキャン方式によるマンモグラフィーの検出系に最適な撮影条件としては、スクリーン・フィルムコンビネーションの場合の撮影条件とは異なり、Wターゲットを使用し、X線管電圧を40kVpにするのが適当であるという報告がある。詳しくは次の文献を参照することができる。

Yaffe M. J. et al : Dynamic range requirements in digital mammography, Medical Physics 20, 1621-1633(1993)

現状では、スロット・スキャン方式は画質の良い画像が得られるといった利点がある。しかしながら、機械要素を有し装置の信頼性が低い、装置が比較的高価である、といった反面もある。

【0013】次に、マンモグラフィーの検出系に2次元CCD方式を用いる場合について説明する。2次元CCDを用いたデジタル検出器としては、次のようなものが挙げられる。すなわち、II-TV系、増感紙-レンズ-CCD系、増感紙-テープードファイバ-CCD系のデジタル検出器などがある。

【0014】II-TV系のデジタル検出器は、II(イメージ・インテンシファイア)で増倍した光をCCDテレビカメラでデジタル化するものである。

【0015】現状では、(1)大視野では解像度が低い、(2)IIがかさばり形状が邪魔になる、(3)装置が比較的高価である、といった問題点がある。

【0016】増感紙-レンズ-CCD系のデジタル検出器は、増感紙の発光をレンズで受けCCDテレビカメラに集光してデジタル化するものである。

【0017】現状では、(1)大視野では解像度が低い、(2)光量が少ないといった問題点がある。

【0018】増感紙-テープードファイバ-CCD系のデジタル検出器は、増感紙の発光をテープード・ファイバでCCDに導いてデジタル化するものである。

【0019】現状では、(1)光量が少ない、(2)装置が比較的高価であるといった問題点がある。

【0020】増感紙-レンズ-CCD系および増感紙-テープードファイバ-CCD系のデジタル検出器については、次の論文を参照することができる。

Roehrig H et al : Digital X-ray Cameras for Real-time Stereo tactic Breast Needle Biopsy, SPIE. Physics of Medical Imaging, 213-224(1993)

上述したような種々の検出器が有する問題点を克服する検出器としてTFT平面検出器(TFT:Thin Film Transistor)がある。

【0021】次に、マンモグラフィーの検出系にTFT

平面検出器を用いる場合について説明する。

【0022】TFT平面検出器は増感紙の発光をフォトダイオードアレイで検出するものである。詳しくは、次の論文を参考することができる。

Antonuk L. E. et al : Large area, Flat-Panel a-Si:H Arrays for X-ray Imaging, SPIE. Physics of Medical Imaging, 18-29(1993)

次に、コンピュータ支援診断(CAD)について説明する。

【0023】コンピュータによる画像処理が容易であるというデジタル画像の特長を生かし、コンピュータで画像を解析し、異常を検出する試みがなされており、成果をあげている。この技術はコンピュータ支援診断(CAD: Computer-Aided Diagnosis)と呼ばれ、画像診断の正確度を向上させ、医師の負担を軽減させる目的に使用されるものとして期待されている。

【0024】異常検出アルゴリズムについては、例えば以下の文献に紹介されている。

(1) Katsuragawa, S. et al : Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. Medical Physics 16, 38-44(1989)

(2) Giger, M. L. et al : Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: 3. Automated detection of nodules in peripheral lung fields. Medical Physics 15, 158-166(1988)

(3) Chan, H. P. et al : Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: 1. A automated detection of microcalcifications in mammography. Medical Physics 14, 538-548(1987)

(4) 土井邦雄ら:「デジタルラジオグラフィにおけるコンピュータ支援診断の可能性」日本放射線技術学会雑誌, p653-663, 1989年

腫瘍陰影等の異常を検出するシステムについても、以下にその技術が開示されている。

(1) 特開平02-185240号公報

(2) 特開平02-152443号公報

(3) 特開平01-125675号公報

特に乳ガンのCADに関しては、米国特許第5133020号に、デジタルマンモグラム上で医師が指摘したガン陰影が良性か悪性かを識別する方法が記載されている。また、米国特許第4907156号に、デジタルマンモグラムから微小石灰化の候補位置を検出する方法が記載されている。

【0025】また、腫瘍陰影の候補位置の検出の方法については、次の論文に記載されている。

Yin F. F. et al : Computerized detection of masses in digital mammograms: Analysis of bilateral subtraction images, Medical Physics 18, 955-963(1991)

次に、医用画像保管通信システム（PACS）について説明する。

【0026】画像のデジタル化の進行に伴い、最近では、医用画像保管通信システム（PACS: Picture Archiving and Communication System）を用いて、この画像診断業務を行うことができるようになってきている。PACSは、病院内で発生する医用画像（X線画像、CT画像、MR画像など）を保管、通信、表示することにより、医師が医用画像を見る業務を支援するためのシステムである。PACSは、画像収集装置から送られてきた画像データをデータベースに保管し、画像が必要とされる時にデータベースから画像ワークステーションに画像データを転送し、画像ワークステーションでは、画像を陰極線管（CRT: Cathode Ray Tube）などに表示させる機能を持つ。医師は表示された画像を見て診断を行う。また、診断結果を記録する読影レポートもPACS上で作成、保管することができる。PACSによれば、フィルムを探す、フィルムを持ち運ぶ、フィルムをシャーカスティンにかけたりはずしたりするなどの作業が不要になった。

【0027】PACSのシステム構成や機能については、多くの技術が開示されており、(1)特開昭62-121576号公報、(2)特開昭63-010269号公報、(3)特開昭64-013837号公報、(4)特開昭64-017154号公報、(5)特開平02-103668号公報、(6)特開平02-119840号公報、等に詳しく記述されている。

【0028】図81は、従来のPACSシステムの概略構成を示すブロック図である。

【0029】PACSは、ネットワーク、IA, WS, DBの構成要素を持っている。

【0030】ネットワークは各構成要素間でデータ通信を行う。IAは種々の画像診断機器から画像を収集する。WSは画像を表示する。DBは画像を記憶する。

【0031】次に、WSでの読影動作の概要を述べる。

【0032】まず、WS上で患者の画像を検査番号の順序で読影することとする。ここで、検査番号の順序は検査日付の新しい順とする。最初に、WSは未読影画像の転送要求をネットワークを介してDBに送る。DBは要求された未読影画像を検索しネットワークを介してWSに送る。WSは検査歴から検査番号の順序に従った画像リストを作成する。次に、WSは過去の画像の転送要求をネットワークを介してDBに送る。DBは要求された過去の画像を検索しネットワークを介してWSに送る。そして、WSはまず、送られた未読影画像を表示しさらに送られた参照（過去）画像を表示する。

【0033】このような医用画像保管通信システム（PACS）を用いてマンモグラフィーによって撮影したマンモグラム画像を管理し、読影等の画像診断を効率的に行なうことが行われるようになってきている。

【0034】ところで、モダリティとしてマンモグラフィーを用い、マンモグラム画像の診断を行う場合、診断時に以下に述べるような問題点ある。

(1) 乳房が充実している婦人のマンモグラム画像は、乳房領域の光学的濃度が低い領域が多く、その中から微小石灰化陰影や腫瘍陰影を見分けることが困難であった。

(2) マンモグラムを比較読影する際に、個々の画像の濃度が異なっていた。対応する部位の比較をする際に画像の濃度が異なると正確な比較診断ができなかった。

(3) 画像上での拡大指示、強調部位の指定はユーザー（医師）がマウスなどを用いてマニュアル入力を行っており、面倒であった。

(4) 複数の画像を同時に見て診断する場合に、画像を並べることが面倒であった。

(5) コンピュータによる異常位置の検出において、異常位置の結果がオリジナルの画像に重ねられて画面出力されるとオリジナルの画像が見えなくなり診断精度が落ちた。

(6) 異常の検出手段は、その検出手段が対象の画像に適用できない場合があり、適用できない画像に対して無理に異常結果を出すとその結果が信用できなくなってしまう。

(7) いちばん新しい画像（現在の画像）を見ただけでは、異常がないように見える場合でも過去の画像との比較によって変化がわかる。比較の画像を準備することが面倒であり、そのため診断の性能を落としていた。

【0035】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、マンモグラム画像診断の従来例においては、診断時に読影を行う医師に対する負担が大きく、あるいは画像から診断に適した情報を医師が得ることができず、診断能を低下させているという問題点があった。

【0036】従って、本発明は下記のマンモグラフィ装置を提供することを目的とする。

(1) 乳房が密なマンモグラム画像であっても微小石灰化陰影や腫瘍陰影を容易に見分けることが可能である。

(2) マンモグラム画像を比較読影する際に、比較対象の画像の濃度範囲を同じにして観察することが可能である。

(3) マンモグラム画像上の拡大指示、強調部位の指定を自動で行うことが可能である。

(4) マンモグラム画像を画面に自動的に並べる。

(5) コンピュータによる異常位置の検出において、異常位置の結果がオリジナルの画面に重ならないように指示する。

(6) 異常陰影の検出手段が対象の画像に適用できない場合は、適用できない旨を出力する。

(7) 過去の画像との比較を自動的に行い、変化があれば注意を喚起する。

【0037】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項1に係るマンモグラフィ装置は、マンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像の乳腺領域のコントラストを強調する手段とを具備する。

【0038】本発明の請求項5に係るマンモグラフィ装置は、少なくとも2つ以上のマンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像の濃度範囲を等しくして出力する出力手段とを具備する。

【0039】本発明の請求項7に係るマンモグラフィ装置は、マンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像上の乳房の輪郭に基づいて、複数の微小領域を設定する微小領域設定手段と、設定された微小領域毎に所定の画像処理を行う画像処理手段とを具備する。

【0040】本発明の請求項11に係るマンモグラフィ装置は、マンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段と、検出手段により検出された異常陰影を含む微小領域の画像に所定の画像処理を行う画像処理手段とを具備する。

【0041】本発明の請求項14に係るマンモグラフィ装置は、少なくとも2つ以上のマンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像を出力する手段と、出力手段がマンモグラム画像を出力する際の配置位置と配置方向を管理する画像配置手段とを具備する。

【0042】本発明の請求項18に係るマンモグラフィ装置は、マンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段と、検出手段により検出された異常陰影の位置を示すマーカ像をマンモグラム画像と重複することなく合成し、合成結果を出力する出力手段とを具備する。

【0043】本発明の請求項21に係るマンモグラフィ装置は、マンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力したマンモグラム画像について、異常陰影の検出が行えるか否かを判定する判定手段と、判定手段が検出を行えると判定した場合は、マンモグラム画像から異常陰影を検出する検出手段と、検出手段により検出を行った結果を出力する結果出力手段とを具備する本発明の請求項23に係るマンモグラフィ装置は、第1のマンモグラム画像と、第1のマンモグラム画像とは異なる時期に同一方向から撮影された同一部位の第2のマンモグラム画像を入力する入力手段と、入力手段により入力した第1、第2のマンモグラム画像から異常陰影をそれぞれ検出する検出手段と、検出手段により検出されたそれぞれの異常陰影が異なる場合にのみ検出結果を出力する結果出力手段とを具備する。

【0044】

【作用】上記手段を講じた結果、次のような作用を呈する。

(1) 乳腺が充実し密であり、そのため光学的濃度が低い領域が多い例えば婦人のマンモグラム画像であっても、微小石灰化陰影や腫瘍陰影を容易に見分けることができる。

(2) マンモグラムを比較読影する際に、個々の画像の濃度が異なっている場合は、濃度が同一化される。

(3) 画像上で拡大指示、強調部位の指定は自動的に行われる。

(4) 複数の画像を同時に見て診断する場合は、予め定めた所定の規則で自動的に並べられる。

(5) コンピュータによる異常位置の検出において、異常位置の結果はマンモグラム画像の外枠に明示される。

(6) 異常の検出手段は、その検出手段が対象の画像に適用できない場合は、適用できない旨を出力する。

(7) 医師の好みによって画像の配置を決めることができ、撮影した画像と過去画像との比較が容易に行える。

【0045】

【実施例】以下、図面を参照しながら本発明によるマンモグラフィ装置の実施例を、第1～第4実施例によって説明する。第1実施例では、単一のモダリティとしてデジタルマンモグラフィーを用い、撮影から画像の出力までを一括して行うシステム（本実施例では基本システムと称する）について説明する。第2実施例では、基本システムにネットワーク機能を適用したシステム（モダリティシステムと称する）について説明する。第3実施例では、基本システムにPACSを適用したシステム（PACSシステムと称する）について説明する。第4実施例では、その他のシステムバリエーションについて説明する。

（第1実施例）図2は、基本システム1の外観を示す斜視図である。基本システム1では、単一のモダリティとしてデジタルマンモグラフィーを用い、撮影から画像の出力までを一括して行う。

【0046】Cアーム5はX線発生装置2と圧迫板3とX線検出装置4とが一体となって構成されており、矢印1aの方向、すなわち左右に回動可能である。また、圧迫板3は矢印1bの方向すなわち上下方向に移動可能である。

【0047】図1は、基本システム1の概略構成を示すブロック図である。基本システム1は、X線発生装置2、X線検出装置4、入力装置6、RISI/F（インターフェース）部8、出力装置10、システム・ディスク12、メモリ14、中央制御装置16、バーコードリーダ18によって構成され、既存のマンモグラフィーと同じく1つの撮影装置のみでシステムは成っている。また、画像の撮影から出力までをシステム内で全て一括して行うため、基本システム自体は1つのモダリティとみ

なすことができる。

【0048】まず、X線発生装置2について説明する。X線発生装置2は中央制御装置16によって制御される。図3は、X線発生装置2の内部構成を概略的に示すブロック図である。X線発生装置2は、X線管20、高圧発生部22、X線コントローラ24、AEC30、フィルタ切り替え部26、圧迫圧力制御部28、フォトセンサ32、制御パネル34を有し、主な機能として、a. 個々の検査に最も適した撮影条件を設定する機能と、b. X線曝射に関係づけて乳房圧迫を制御する機能とを有する。これら2つの機能a、bについてそれぞれ説明する。

【0049】個々の検査に最も適した撮影条件を設定する機能aについて、ここでいう撮影条件の設定とは、X線の線質を規定するフィルタの種別、kVp（X線管電圧）、mA（X線管電流）を適切に設定することである。撮影条件は、まず、患者ごとで異なる固有の情報、すなわち、患者の年齢、乳房の硬さ、乳房の厚さ、乳房の大きさによってタイプを分け、タイプ毎の撮影条件を与える撮影条件決定表に基づいて決める。表1に撮影条件決定表の一例を示す。表1にはタイプAとタイプBについての撮影条件が記されており、他のタイプについては省略されている。

【0050】

【表1】

条件	タイプA	タイプB
年齢	50以下	50~40
厚さ(mm)	3	3
大きさ	10" × 8"	10" × 8"
硬さ	柔らかい	硬い
フィルタ	Mo	Rh
kVp	28	30
mA	1.0	1.0

患者の年齢については、後述する入力装置6によって入力された検査依頼情報から得る。乳房の硬さについては、まず、X線検出装置4の検出器42の位置を基準とし圧迫板3を移動させて圧迫板3が乳房に触れた位置xと、所定量の圧迫後の圧迫板3の移動距離dとを計測する。なお、検出器42については後述する。xは圧迫しない時の乳房の厚さに等しい。ここで、圧迫距離dと圧迫しない時の乳房の厚さxとの比をA値と定義する（A値 = d / x）。そして、図4に示す特性によって乳房の硬さを決定する。すなわち、乳房の硬さを与える既知の特性曲線にA値を与えて硬さを求める。このとき、乳房の硬さは、“柔らかい”，“中”，“硬い”の3つの程度に大まかに分けられる。乳房の大きさについては、図5(a), (b)に示す機構により光学的に計測して求

める。図5(a)は、光学式検出器38と反射板40により乳房の大きさを計測する様子を横から見た図であり、図5(b)は、この様子を上から見た図である。

【0051】光学式検出器38から発せられる光線39のうち、反射板40で反射した光線を検出器38が検出することにより、反射された光量が計測される。そして図5(c)に示す特性から乳房の大きさが求められる。すなわち、既知の特性曲線に測定された光量を与えるて乳房の大きさが求められる。乳房の大きさについては、このように光学的に求める方法のみによらず、次のようにして求めてよい。すなわち、操作パネル34から照射野サイズを入力し、照射野サイズをもって乳房の大きさとしてもよい。そうすれば、乳房の大きさを簡略的に求めることができる。図6は、操作パネル34を示す図であり、照射野サイズとして、“12" × 10"”，“10" × 8"”を選択することができるようになっている。なお、照射野サイズは、これらの値に限定されない。

【0052】乳房の厚さについては、圧迫中の圧迫板3の位置と検出器42の位置とから圧迫厚を算出し、これを乳房の厚さとする。

【0053】ところで、撮影条件の各パラメータの決定に関しては、理論的および経験的に行なわれた所定のルールが得られている。すなわち、X線の線質を規定するフィルタの種別については、通常の乳房にはMo（モリブデン）フィルタを使用し、乳腺領域の多い乳房にはRh（ロジーム）フィルタを使用するのが好ましい。なお、フィルタ切り替え部26により後述するAEC30の制御によりフィルタは切り替えられるようになっている。kVp（X線管電圧）については、通常の乳房には30kVp以下の低い管電圧を与え、低線量のエネルギー領域のX線によりコントラストのよい画像を撮影することができる。また、乳腺領域の多い乳房には、30kVpより大きい管電圧を与え、高い線量のエネルギー領域のX線による撮影が診断に適している。mA（X線管電流）については、大きさが大きい乳房に3対してmAを得るため、通電時間のみならず管電流を大電流とすることが好ましい。表1はこのようなルールに基づいて形成されている。そして、撮影条件決定表に従って設定された撮影条件は、厚さ・大きさ・硬さデータ36としてAEC30に入力される。

【0054】ここで、AEC30について説明する。AEC(Automatic Exposure Control)30は、適切な線量でX線を曝射するための制御量を得るものであり、得られた制御量をX線コントローラ24、フィルタ切り替え部26、圧迫圧力制御部28に与えて曝射をコントロールする。このとき、所望の制御量を得るための2つの手法がある。その1つは、検出器42から特定の画素のデータを曝射中に一定時間おきに破壊的に読み出し、それらのデータ（AECデータ）の中で光学的濃度の最も低

い画素に対して適切な線量を与えるためのX線の曝射量を得る手法である。得られた曝射量によって曝射時間がコントロールされる。この手法は、検出器が平面検出器である場合に適用される。図7に検出器42において特定の画素を読み出すデータ収集ポイント44を示す。もう1つは、図8に示すように、検出器42のデータ収集ポイント44の下部に、増感紙とフォトダイオードから成るAEC用検出器46を設け、これにより検出器データの破壊的読み出しを行わずにAECデータを収集する処方である。AEC用検出器46の出力のうち光学的濃度の最も低い画素に対して適切な線量を与えるためのX線の曝射量を得る。この曝射量によって曝射時間がコントロールされる。

【0055】次に、X線曝射に關係づけて乳房圧迫を制御する機能bについて説明する。セッティングから撮影終了まで均等圧力で乳房を圧迫すると患者に負担をかける虞がある。このため、乳房の圧迫を少しでも緩和するため圧迫を適宜制御する。すなわち、撮影前にはやや緩めに圧迫しておき、撮影直前にプラス圧迫し、適正な圧迫値にして撮影し終了後直ちに解放する。このようにすれば患者の苦痛を和らげることが可能となる。

【0056】まず、乳房を圧迫する機構について説明する。図9は圧迫板3により乳房を圧迫する機構部分を横から見た断面図である。圧迫部48は圧迫板3と圧迫板支持部49と圧力センサ50とが一体となって構成されている。圧迫部48は上下方向に自在に移動可能であり、圧力センサ50の上面に加圧することにより駆動される。圧迫部48の駆動の方法としては図10に示すように油51に加圧して駆動するものが考えられ、圧迫板3で乳房を押さえつけるときは乳房を挟んだ状態で下部油圧を解放して上部油圧を加圧し、圧力センサ50で圧力を制御しながら押さえつける。乳房を圧迫から解放するときは、上部油圧を解放し下部油圧を加圧して押さえ板を上昇させる。図11は、このような乳房圧迫機構の概略構成を示すブロック図である。制御部52は圧力センサ50からの信号と予め設定された設定値56とに基づいて可動部54を制御して圧迫板3を駆動する。ここで、乳房圧迫機構は図11のような機構のみによらない。例えば圧迫板3自体が圧力を制御する機能を有するものであってよい。

【0057】次に、患者に負担をかけないように圧迫のタイミングを適宜制御するための2つの手法について説明する。これらの手法により圧迫圧力制御部28は、AEC30の指示により前述した乳房圧迫機構を制御する。図12は1つ目の手法を説明するための図であり、X線曝射に關係づけて乳房を圧迫する過程を示す図である。ここで図12(a)はX線発生信号のタイミング図、図12(b)はx-ray(X線)の曝射タイミング図、図12(c)は圧迫板3を圧迫する圧力のタイミング図である。なお、図12(c)にて示される圧力

は、X線曝射時に必要な圧力を100%としたときの百分率(%)で表されている。

【0058】まず、撮影を担当するX線技師が図示しない操作卓等により制御部50に圧迫指示を与え、X線曝射時に実際に必要となる圧力で乳房を圧迫する。その時の圧力値は圧力センサ50で読み取られ、制御部52の図示しないメモリに適正圧力値として記憶される(セッティング期間)。次に、制御部52の制御により記憶した圧力値の80%まで低くして待機する(待機期間)。そして、X線発生信号(a)をトリガにして圧力を100%、すなわち適正圧力値まで加圧したのちx-ray(b)を発生させ撮影を行う(X線発生中)。撮影終了後は直ちに圧迫を完全解放するものとする。なお、待機期間の圧迫率(ここでは80%)は適宜変更できるものとする。

【0059】図13は、2つ目の手法を説明するための図である。図13(a)はX線発生信号のタイミング図、図13(b)はx-ray(X線)の曝射タイミング図、図12(c)は圧迫板3を圧迫する圧力のタイミング図である。なお、図13(c)にて示される圧力は圧力値で表されている。まず、セッティング時に、X線技師が図示しない操作卓等により制御部50に圧迫指示を与え、適当に(やや緩めに)乳房を圧迫し待機する(セッティング及び待機期間)。そして、X線発生信号(a)をトリガにして、予め設定された設定圧力値まで加圧したのち、x-ray(b)を発生させ、撮影を行う(X線発生中)。撮影終了後は、直ちに圧迫を完全解放するものとする。なお、設定圧力値は適宜変更できるものとする。次に、X線検出装置4について説明する。X線検出装置4は中央制御装置16によって制御される。図14はX線検出装置4の内部構成を概略的に示すブロック図である。X線検出装置4は、読み出し時間設定装置60、タイミング発生装置62、駆動装置64、検出器42、読み出し装置68、A/D変換部70、読み出し範囲設定装置72を有し、X線検出のデバイス制御とデータ読み出しの機能を有する。本実施例ではX線検出のデバイス(検出器42)をTFT平面検出器とする。図15はTFT平面検出器(以下、単に検出器42と称する)の構成を示す回路図である。アレイ73は2次元格子状態に配列された複数のセルによって構成されている。1つのセルは、駆動装置64からのゲート線76と読み出し装置68からのデータ線78とに接続されるFET(a-Si:H)80と、FET80に接続されるセンサ(a-Si:H)82と、コンデンサ(図示しない)とから成る。センサ82は光子フォトンを検出するフォトダイオードである。また、アレイ73上には増感紙(図示しない)が載せられており、アレイ73に曝射されたX線を光に変換する。なお、増感紙のかわりにX線を光に変換するためのシンチレーション機能を有する物質が塗布されたものを用いてもよい。

【0060】駆動装置64は、読み出し範囲設定装置72にて設定された読み出し範囲と、読み出し時間設定装置60にて設定された読み出し時間に応じたタイミングパルスに基づき、信号を検出するためのコントロールパルスを作成して検出器42を駆動する。

【0061】ここで、X線検出装置4におけるX線検出のデバイス制御とデータ読み出しについて説明する。まず、検出器42はアレイ73の各々のセルのコンデンサが蓄積している電荷を放電する初期設定を行う。次に、X線発生装置2によってX線が被検体に曝射される。被検体を透過したX線は検出器42に載せられた増感紙に到達する。増感紙に到達したX線はここで光に変換される。アレイ73上の各セルに1つづつ位置するフォトダイオード(センサ82)は増感紙で変換された光(光子フォトン)を検出して電気信号に変換する。得られた電気信号は電荷としてコンデンサに一旦蓄えられる。

【0062】X線の曝射が終了した時、すなわちX線コントローラ24の高圧発生信号がONからOFFに変わった時、トリガとして上述した駆動装置64内で生成したコントロールパルスがアレイ73に供給され、アレイ73のFET素子(FET80)がON状態となる。そして、読み出し装置68はコンデンサに蓄えられた電荷をアナログ信号としてデータ線78を介して読み出す。ここで、読み出し装置68はオペアンプによる積分、パラレル読み出し等の制御を行うものとする。このようにして読み出されたアナログ信号は、A/D変換部70によりA/D変換され、各画素ごとに14ビット(16ビット等でもよい)のデジタル信号に変換される。本実施例では、この所定ビット幅のデジタル信号を画素値と定義する。複数の画素値のマトリックスによって構成される画像データはメモリ14に転送される。

【0063】読み出し装置68は、タイミング発生装置62によって発生される駆動タイミングによって画像読み出しの時間を変更できる。なお、駆動タイミングは読み出し時間設定装置60によって変更する。また、乳房の大きさ、バイオブシー時の小照射野での画像の読み出しの際、効率的な画像読み出しを意図して読み出し範囲を限定することができる。なお、バイオブシーについては後述する。

【0064】読み出し範囲の限定は、読み出し範囲設定装置72によりコントロールパルスを送るコントロール線、すなわちゲート線76を限定し、かつ、読み出す信号線、すなわちデータ線78を限定することによって行う。

【0065】撮影の後処理として、上記画像収集が終わったあとに、X線を曝射していない時(X線コントローラ24の高圧発生信号がOFFの時)、再度同じ時間だけアレイ73のコンデンサにて暗時信号を蓄積しておく。FET80をONするコントロールパルスを検出器

24に送り、画像のデータ収集を行ってメモリ14に暗時の結果を記憶しておく。最後に収集したX線画像データから暗時画像データを差分し、これを収集画像としてメモリ14に記憶する。

【0066】ところで、本実施例では、X線検出のデバイスとして TFT平面検出器を用いる場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、スクリーン-フィルムシステムを適用し、撮影したフィルムをディジタイザによりデジタル化すれば、TFT平面検出器と同様に検出データを得ることができる。なお、この場合は、検出データに基づいたリアルタイムの撮影制御は不可能となる。また、X線検出のデバイスとして、イメージング・プレートを用いてもよい。なお、この場合も同様に撮影制御は不可能となる。また、X線検出のデバイスとしてスロット・スキャン方式を適用してもよい、この場合は、撮影中に撮影時間をセットできないので、最初にプレ曝射を行って、撮影時間を含む撮影条件を設定しておくことが好ましい。また、X線検出のデバイスとして2次元CCDを用いてもよい。この場合は、検出器データに基づいたリアルタイムの撮影制御が可能であり、画像データ(検出データ)として、TFT平面検出器と同じ形式のデータを得てメモリに格納することができる。

【0067】次に、入力装置6について説明する。入力装置6は5つの機能を有する。すなわち、a. 患者情報、検査情報を入力する機能、b. 出力画面の制御を入力する機能、c. 読影医IDを入力する機能、d. 読影、検査モードを選択する機能、e. 出力手段を選択する機能を有する。これらの機能a~eについて、入力装置6について説明する。図16は、操作パネル90の画面遷移を表す図である。操作パネルは、タッチスクリーンによって構成されている。

【0068】まず、機能aについて説明する。機能aは患者情報、検査情報を入力するものである。これら情報の入力において、システムがRISに接続されている場合と、RISに接続されていない場合について説明する。RISは外部のシステムから情報を得るためのシステムであり詳しくは後述する。

【0069】まず、RISからの情報入力がない場合は、検査依頼情報から患者情報、検査情報を入力する。この場合、検査依頼情報は紙面であるので図示しないキーボード等から操作者が入力する。患者情報は、患者名、患者ID等であり、検査情報は検査ID、部位、方向等である。表2に検査依頼情報の一例を示す。表2では、患者ID-880841、患者名-○山△子についての検査依頼情報が記されている。

【0070】

【表2】

患者の情報	患者 I D 番号	8 8 0 8 4 1
	患者の氏名	○山△子
	患者の生年月日	3 8. 4. 1
	患者の性別	女
検査の情報	モダリティ	マンモグラフィー
	検査部位	(左) 乳房
	検査方法	C C, M L
	検査依頼科名	外科
	検査依頼医師名	○本×男
	検査依頼年月日	9 4. 1. 1
	検査希望年月日	9 4. 1. 2
	検査希望時刻	1 0 : 0 0
	検査目的	しこりの確認
	検査 I D	9 4 - 1 2 3 4
患者の臨床情報	患者の臨床情報	_____
	すでに与えられて いる疾患名	_____

次に、R I S からの情報入力がある場合について説明する。R I S から情報入力が可能である場合は、電子化された検査依頼情報がR I S からR I S I / F部8を介して送付されメモリ14に格納される。そして、個々の検査はメモリ14に到着した順序で登録される。

【0071】以上のようにして登録された個々の検査は操作パネルに表示されるが、操作パネル90がタッチパネルで構成されている場合は、対象の検査をタッチセンサを介して選択することができる。図17は操作パネルに表示された検査(患者)リストパネルを示す図であり、選択した検査、すなわち選択した患者名の表示行を反転表示している様子が示されている。

【0072】次に、出力画面の制御を入力する機能bについて説明する。まず、操作パネル90をタッチパネルによって構成した場合について説明する。図18は、出力画面制御のための入力を行う操作パネルを示す図である。ここで、同図(a)は画像選択パネルを示す図であり、同図(b)は、詳細表示R O I の選択パネルを示す図である。図18(a)の画像選択パネルでは、操作パネル90の上に、画像を抽象化(ディフォルメ)したシェーマ92が2種類表示され、その画像の部位や方向等を示す文字(例えば“C C像”、“M L像”)が表示される。それらシェーマ92のいずれか一方に指等で触れると、図示しないが指で触れた方のシェーマ92が反転表示され、画像を選択することができる。また、図18(b)の詳細表示R O I の選択パネルでは、シェーマ92に格子がかけられて表示される。画像の詳細を観察したい場合は、表示されている格子のうち詳細を観察したい部分に触れるとC R Tに画像の詳細が表示される。

【0073】ここで、シェーマ92は、実際の画像における被写体(乳房)の皮膚のエッジをソーベル(sobel)オペレータ演算子を用いて検出してエッジ(乳房輪郭)のみを描かせたものとしてもよい。

【0074】次に、操作パネル90をタッチパネル以外の手段によって構成する場合について説明する。図19は、画像選択用パネルの斜視図である。画像選択用パネル94はメカニカル・スイッチ95によって構成され、これを押下することにより画像を選択する。図20は、詳細表示R O I の選択用パネルの斜視図である。詳細表示R O I の選択用パネル96は、画像選択用パネル94と同様にメカニカル・スイッチ95によって構成され、これを押下することにより詳細を観察したい部分を選択する。なお、メカニカル・スイッチ95の各々の位置は、表示されている画像の照射野の位置に対応する。

【0075】次に、読影医 I D を入力する機能cについて説明する。操作パネル90をタッチパネルによって構成した場合は、図21に示すように、読影医 I D 入力パネルが表示される。読影を行う医師は I D 入力パネル98により I D を入力する。次に、検査、読影のモードを選択する機能dについて説明する。図16の(a)～(c)に示すように、各パネルの表示にてモードを選択する。モードの選択後は、それぞれの場面における機能が実行できる。

【0076】次に、出力手段を選択する機能eについて説明する。図16の(d)に示すように、画像をフィルムに出力する(“4.1 C R T出力”)、画像をフィルムに出力する(“4.2 フィルム出力”)、画像をフィルムとC R Tに出力する(“4.3 フィルム&C R T出

力”）、といった出力の形態を選択することができる。

【0077】以上説明した機能a～eによれば、読影医の好みに応じた画面、読影スタイルに対応できる。

【0078】次に、外部システム・接続インターフェースを用いることにより、本システム（基本システム）が他のシステムからデータを得る場合について詳細に説明する。ここでは、特にR I S (Radiology Information System) からR I S I / F部8を介してデータを得る場合について説明する。

【0079】まず、他のシステムからのデータ転送機能とルーチンについては、前述したように、電子化された検査依頼情報が外部のR I S から送付され、かつ、本シ

ステムが情報として処理可能なデータ形式に変換された後メモリ14に格納される。また、メモリ14に到着した順序で検査リストに個々の検査が登録される。タッチパネルに表示されている場合は、図17に示すように、対象の検査（患者）をタッチセンサを介して選択することができる。

【0080】次に、R I Sデータのデータ構造例としては、検査依頼情報の構成は前掲した表2と同様のものである。さらに、検査の結果である読影レポートの構成を表3に示す。

【0081】

【表3】

患者の情報	患者ID番号	880841
	患者の氏名	○山△子
	患者の生年月日	38.4.1
	患者の性別	女
検査の情報	検査ID	94-1234
	モダリティ	マンモグラフィー
	検査部位	(左) 乳房
	検査方法	CC, ML
	検査依頼科名	外科
	検査依頼医師名	○本×男
	検査年月日	94.1.2
	読影医師名	△崎□男
所見	所見1	微小石灰化クラスター
	所見2	腫瘍
	:	
	:	
	所見N	
結論		

次に、出力装置10について説明する。図22は出力装置10の内部構成を示すブロック図である。出力装置10は、処理の終わった画像データと、文字データおよび画面（記号）データからなる文字記号データ（以下、インフォメーションと称する）とをメモリ14から入力してCRT100の画面又はフィルム102に出力するものであり、画像縮小・拡大処理部104、画面作成部106、フレームメモリ108、オーバーレイメモリ110、表示管理部112、D/A変換部114はCRT100の画面に画像とインフォメーションとを出力するための専用の装置であり、バーコード生成部116、レーザ書き込み装置118は、フィルム102に画像とインフォメーションとを出力するための専用の装置である。

【0082】フレームメモリ108、オーバーレイメモ

リ110、表示管理部112、D/A変換部114はCRT100の画面に画像とインフォメーションとを出力するための専用の装置であり、バーコード生成部116、レーザ書き込み装置118は、フィルム102に画像とインフォメーションとを出力するための専用の装置である。

【0083】CRT100の画面に、画像とインフォメーションとを出力する場合、すなわち、前述した入力装置6の操作パネル90によって“CRT出力”を選択し、表示管理部112に指示を与えて出力する場合、画像拡大・縮小処理部104は、メモリ14から送られた

画像データに対し所定の大きさに縮小あるいは拡大する等の画像処理を行って画面作成部 106 に送る。画面作成部 106 は、処理が施された画像データを所定の位置に配置して画面を作成し、フレームメモリ 108 に書き込む。また、文字記号データはオーバーレイメモリ 110 に書き込まれる。そして、表示管理部 112 は中央制御装置 16 によって指示された所定番号のオーバーレイをフレームメモリ 108 に重ねて D/A 変換部 114 に送る。D/A 変換部 114 では、デジタル信号であるフレームメモリ 108 の内容をアナログ信号に変換し (D/A 変換) 、CRT 100 の画面に出力する。

【0084】フィルム 102 に、画像とインフォメーションとを出力する場合、すなわち、前述した入力装置 6 の操作パネル 90 によって “フィルム出力” を選択し、レーザ書き込み装置 118 に指示を与えて出力する場合、画像縮小・拡大処理部 104 は、メモリ 14 から送られた画像データに対し所定の大きさに縮小あるいは拡大する等の画像処理を行って画面作成部 106 に送る。また、バーコード生成部 116 はメモリ 14 から送られた所定の情報に基づいてバーコードを生成して画面作成部 106 に送る。バーコード生成のための所定の情報とは、検査依頼情報に記録された検査 ID や画像番号等の検査に固有の情報である。画面作成部 106 は、送られた画像データを所定の位置に配置し、画像データと文字記号データ (2 値化されたもの) とバーコードとを重ねて出力データを作成してレーザ書き込み装置 118 に送る。レーザ書き込み装置 118 は、中央処理装置 16 の指示により出力データをフィルムに出力する。図 23 は、出力されたフィルム 102 の一例を示す図である。フィルム 102 に、所定の位置にバーコード 120 が記載されている。

【0085】次に、システム・ディスク 12 について説明する。システム・ディスク 12 には以下に示す機能を実現するための制御プログラムが記憶されている。ただし、以下の機能は、高速化を目的としてハードウェア化を行ってもよい。

- a. 乳腺領域を認識してコントラストを強調する手段
- b. 濃度範囲の調整手段
- c. ROI 位置決定手段、シャトル対応手段
- d. 画像処理手段
- e. 異常陰影検出手段適用可能判別手段
- f. 異常陰影検出手段、検出結果格納手段
- g. 出力画面作成手段
- h. 異常検出結果出力手段
- i. アームの傾きから撮影方向を認識する手段
- j. 圧迫タイミング調整手段
- k. バイオプシー穿刺状況確認手段
- l. バイオプシー視野認識および一部データ記憶手段
- m. 撮影場面、検出器 (モード) による撮影条件の自動設定手段

n. 曝射が終わったことをトリガとして画像を読み出す手段

o. RIS からの患者情報の入出力手段、識別子出力手段

p. 画像を任意の大きさに拡大縮小する手段

q. CRT, フィルムの出力選択手段

r. 異常の悪性、良性を判別し結果を出力する手段

s. ROI マニュアル入力手段

t. 全体制御プログラム

まず、システムが立ち上がるとき、最初に中央制御装置 (CPU) 16 は、全体制御プログラム (後述する) を起動し、使用のそれぞれの場面 (後述する) に応じて、入力装置などからのイベントなどを契機に各機能を実行する。

【0086】次に、a ~ t の各機能についてそれぞれ説明する。

【0087】a. 乳腺領域を認識してコントラストを強調する手段

画像の画素のヒストグラムを取ると、通常のプレスト (乳房) のヒストグラムは図 24 に示すような形であり、乳腺領域が密なプレスト (デンスプレスト) のヒストグラムは図 25 に示すようになっている。ここで、図 25 において画素値の高い領域 A のコントラストが高くないと診断すべき解剖学的構造が見えない。そこで、領域 A の解剖学的位置を認識するために、まず、図 26 に示すような n 画素 \times n 画素の微小領域 (以降、ROI と称する) 122 を画像データ 124 の全体に設定し、そのなかで明るい ROI (画素値の高い ROI) を選択する。次に、選択した ROI 122 の画素の代表値 (例えば、メディアン値、中央値) を表示、出力の最高の輝度 (明るさ) とするように、画素値を輝度に変換するためのルックアップテーブルを変更してコントラストを強調する。図 27 は画素値とグレイスケール (輝度) の関係を表す図である。コントラスト強調後の画素値とグレイスケール (輝度) の対応関係を表す直線 128 の傾きが、ルックアップテーブル変更前の直線、すなわち検出器から出力された時点での対応関係を表す直線 126 に比して大となるようにルックアップテーブルを変更してコントラストを強調する。ここで、コントラストの強調はルックアップテーブルを変更する場合のみによらず直線 128 の傾きが直線 126 の傾きより大となるように、画像データの画素値を変更することにより行ってよい。

【0088】コントラストの強調においては、直線 128 の傾きが大きくなりすぎるとノイズまで強調されてしまうことがある。このため、ノイズの強調度合いを制限して行うことが好ましい。

b. 濃度範囲の調整 (画像濃度を揃える) 手段

図 28 は、左右の乳房の画像を表示あるいは出力するまでの流れを概略的に示す図である。撮影済みの画像は、

最初は IC メモリや磁気ディスク等から構成される画像メモリバンク 129 に存在する。特定患者の、特定方向から撮影された画像を表示する指示が出されると、その左右の乳房の画像は、まず濃度同一化処理ユニット 130 に送られ合成画像 132 が作成される。合成画像 132 は、左右の乳房を 1 枚の画像として表示あるいは出力するために、左右の乳房の画像 2 枚を並べたものであり、左右の画像の平均的な画像濃度が揃っている画像を指す。作成された合成画像 132 は、フレームメモリ 108 、オーバーレイメモリ 110 、レーザ書き込み装置 118 に送られた後、CRT 100 に表示され、あるいはフィルム 102 に出力される。なお、合成画像 132 の出力されるときの、出力装置 10 の動作は、前述した場合と同じであるので省略する。

【0089】ここで、濃度同一化処理ユニットについて詳細に説明する。図 29 は濃度同一化処理ユニット 130 の処理の具体例を示す図であり、左右の乳房の画像の ROI 133 内の平均濃度を同一にする処理の例を示している。なお、本実施例では、右画像の平均濃度が左画像の平均濃度に揃うように処理を行う場合について説明するが、これは左右どちらの画像の平均濃度に揃えてもよいし、左右どちらの画像の平均濃度とも異なる第 3 の平均濃度に揃えても良い。

【0090】まず、平均値算出部 134 は、左画像、右画像の画素値の平均値 m_1 、 m_2 をそれぞれ計算し、次に除算部 135 により m_1 と m_2 の比を求める。そして、画像演算部 136 は求められた比の値に基づいて、 ROI 133 内の平均濃度が左画像の平均濃度と同一になるように右画像の平均濃度を計算し、左右の画像濃度が同一な合成画像 132 が作成される。

【0091】なお、 ROI 133 は通常は予め設定されているものとするが、 ROI 133 のような定型 ROI のみならず、操作者によって与えられた特殊 ROI (フリー ROI) も受け付けて処理が行えるようになることが望ましい。また ROI 133 は、 CAD が病変候補として指摘した部分を中心とした領域に設定することができるとなっている。

【0092】濃度同一化処理の他の例としては、上述したように画素の平均値を揃える例の他に、 ROI 内の中央値、最頻値、ヒストグラムを揃える例も知られている。

【0093】また、画素の平均値を揃えると共に、画素の標準偏差も揃える処理としてもよい。

c. ROI 位置決定手段、シャトル対応手段

例えば画像処理として拡大表示を行うための ROI の位置を自動で設定し移動させることができる。

【0094】図 30 は拡大表示のための ROI と、 ROI 中心の位置移動の軌跡を示す図である。 ROI 133 は画像の 4A 画素 × 5A 画素 (A は自然数) からなる。ここで、 X-Y 座標を設定し、抽出した被写体 (乳房)

の輪郭 138 を X 方向において乳房の内側に向かって 3 A 移動させた輪郭線 137 と、直線 X = 4000-2A 、直線 Y = 3A 、直線 Y = 5000-3A とで囲まれた第 1 の閉曲線 139 を作る。

【0095】次に ROI 133 の中心を第 1 の閉曲線 139 の上を移動させながら、 ROI 133 内部の画像データに拡大処理を行い、出力装置 10 の CRT 100 に表示する。 ROI 133 が第 1 の閉曲線 139 を 1 周し終えたら位置移動をいったん停止する。

【0096】次に、乳房輪郭 138 をさらに 3A × 2 だけ X 方向の内部に移動させた輪郭線と、直線 X = 4000-2A × 2 、直線 Y = 3A × 2 、直線 Y = 5000-3A × 2 とで囲まれた第 2 の閉曲線 140 を作る。第 1 の閉曲線 139 の場合と同様に、 ROI 133 の中心を第 2 の閉曲線 140 の上を 1 周移動させながら、 ROI 133 内部の画像データに拡大処理を行い、出力装置 10 の CRT 100 に出力する。なお、図 30 には、第 2 の閉曲線 140 は図示されていない。

【0097】以上の処理を、輪郭線の最左点の X 座標値が 4000-2A × N (N は自然数) より小さくなるまで繰り返し行う。また、閉曲線 N から N+1 への移動は直線的に行われる。図 31 に ROI 中心の位置移動が連続して行われるときの軌跡を示す。

【0098】なお、最初に抽出する輪郭線 137 は、図 32 (a) 、 (b) に例を挙げて示すように、乳房輪郭 138 を多角形で近似することにより求めても良い。また、表示する ROI 133 の大きさ (A の値の決定) は拡大率によって決定する。この拡大率は検査前に検査者が事前に設定しておく。このように設定された ROI 133 により拡大表示を行う場合の例を図 33 に示す。

【0099】以上、画像処理のための ROI 位置決定に関する説明は、画像処理として拡大表示を行う場合について行ったが、他の画像処理、例えばコントラスト強調等を行う場合についても拡大表示の場合と同様である。図 34 にコントラスト強調を行った場合を一例として示す。種々の画像処理を行う手段については後述する。また、乳房輪郭 138 の抽出方法、輪郭線 137 の設定方法は、自動抽出等の公知の手法を用いてよい。また、検査者がシャトルを用いて設定することもできる。

【0100】マンモグラム画像に表れた乳房の形状に合わせて ROI を自動的に移動させて観察を行うことができる。図 35 に種々のマンモグラム画像に応じた ROI 位置移動の軌跡を示す。

d. 画像処理手段

画像処理手段により次に示す 3 種類の画像処理を行うことができる。

1. アンシャープマスキングなど適当な周波数領域を強調して陰影などを見易くする画像処理を行う。アンシャープマスキングについては、次の論文を参照することができる。

【0101】Leh-Nien D. loo, "Investigation of basic imaging properties in digital radiography 4. Effect of unsharp masking on detectability of sample patterns", Med. Phys. 12 (2), pp. 209-214.

2. コントラスト強調手段において説明したような、ルックアップテーブルを変更してコントラストを強調する画像処理を行う。

3. 2. に関連する処理であって、全ての画像処理を行う前の過程で、濃度範囲を一定の範囲に変換する画像処理を行う。図36に示すように、画素範囲がA (over exposure) またはB (under exposure) である場合、Cの画素範囲 (適正exposure) に変換する。

e. 異常陰影検出手段が適用可能であるか否かを判別する手段

腫瘍陰影検出方法では、左右の乳房の画素値の差分を求ることにより異常陰影を検出している。ところが、左右の乳房の大きさ、形状が極端に異なる場合はこの方法が適用できない。したがって、本実施例では次に示す2つの処理を行い、腫瘍陰影検出方法の適用の可否を判断する。なお、適用不可と判断した場合は、異常陰影検出手段を適用せずにその旨を出力装置10にてコメント出力する。

1. 乳房の左右の面積をチェックする。

【0102】図37に示すように、画像を領域Aと領域Bの二つの領域で分割し、領域Bの面積を乳房面積とする。領域の分割については、図24に示される乳房画像のヒストグラムにおいて、p点 (画素値p) を分割のためのスレッシングホールド (閾値) として用いれば良い。

【0103】左右乳房について求めた面積を比較し、その差が全体の面積の例ええば10%以下であれば腫瘍陰影検出手段を適用可能であると判定する。

2. 乳房輪郭の角度をチェックする。

【0104】図38に示すように乳房輪郭に円を重ね合わせ (フィッティング) 、画像に含まれる弧の中点142と円の中心を結ぶ直線と画像の水平ラインとが作る角度を輪郭角度144とする。左右乳房について求めたの輪郭角度を比較し、その角度差が全体の角度の例えば10%以下であれば腫瘍陰影検出手段を適用するとする。

【0105】なお、輪郭の検出等については、ソーベルオペレータ等を用いたあと2値化して抽出する手法などが知られている。

f. 異常陰影検出手段、検出結果格納手段

異常陰影等を検出する手段としては、前述したCAD (コンピュータ支援診断) により、微小石灰化陰影、腫瘍陰影を検出する。これら異常陰影を検出する手段をマンモグラム画像に順次適用し、検出結果を異常検出結果表に記述し、システム・ディスク12に例えばデータファイルとして格納する。また、検出結果を逐次出力する場合はメモリ14に格納して出力する。表4に異常検出結果表を示す。

【0106】

【表4】

検査ID	I D 9 8 7 6
画像番号	1
部位	(左) 乳房
方向	C C
アルゴリズム1 (微小石灰化) のロケーション	(1 0 0 0, 5 0 0 0) _____
アルゴリズム2 (腫瘍) のロケーション	(2 0 0 0, 3 0 0 0) _____

g. 出力画面作成手段

〈マンモグラム画像の画面への配置方法管理手段〉出力画面作成手段は、機能1として、医師の好みによって画像の画面への配置方法を決めることができる。また、機能2として、画像からの異常検出結果に応じて配置方法を決めることができる。

【0107】図39は撮影方向の種類を示した図である。例えば同図 (a) は、右乳房についてX線を上下方向、特に“上から下”へ (被検体の頭部から脚部の方向へ) X線を曝射して撮影する場合を示している。なお、撮影時には、X線を曝射する方向に対し垂直に乳房を压迫して挟む。

【0108】図39には、撮影方向として右乳房について (a) ~ (f) の6種類のパターンが示されているが、本実施例においては、撮影方向は上下方向と左右方向の2種類とし、撮影方向別のマンモグラム画像の種類は2種類とする。すなわち、上下方向については、“上から下”方向と“下から上”方向とを区別しない、また、左右方向については“内から外”方向と“外から内”方向とを区別しない。また、斜方向についてはこれを考慮しない (撮影を行わない)。

【0109】このような撮影方向別のマンモグラム画像の種類に応じて画面への配置方法を設定する。なお、本実施例では、CRTを2台備えそれぞれのCRTに異なる画像を表示可能である。また、各CRTでは、2画像を1画面に同時に表示する。

【0110】図40は画像の画面への配置方法の種別を示す図であり、同図 (a) は配置位置の種類を示す図であり、同図 (b) は配置方向の種類を示す図である。

【0111】同図 (a) に示すように、画面への配置位置としては、画面を縦に分割した場合の左側の配置位置L、右側の配置位置Rがあり、画面を横に分割した場合の上側の配置位置U、下側の配置位置Dがある。

【0112】同図(b)に示すように、画面への配置方向としては、(1)～(4)の4種類がある。医師は、画像の種類(ケース1, 2, 3で表す)毎に、異常検出結果に応じた好みの配置方法をテーブルとしてメモリ14あるいはシステム・ディスク12に保持する。表5は3人

の医師A、B、Cが保持するテーブルの内容を示している。

【0113】

【表5】

医師A						
ケース	異常検出結果	乳房	表示装置	撮影方向	配置位置	配置方向
1	右乳房で異常あり	右側	左側	上下	R	1
				左右	L	4
		左側	右側	上下	L	4
				左右	R	3
2	左乳房で異常あり	右側	左側	上下	R	1
				左右	L	4
		左側	右側	上下	L	4
				左右	R	3
3	異常なし or 異常検出せず	右側	右側	上下	L	1
				左右	L	1
		左側	右側	上下	R	3
				左右	R	3

医師B						
ケース	異常検出結果	乳房	表示装置	撮影方向	配置位置	配置方向
1	右乳房で異常あり	右側	左側	上下	R	1
				左右	L	2
		左側	右側	上下	L	2
				左右	R	3
2	左乳房で異常あり	右側	左側	上下	R	1
				左右	L	2
		左側	右側	上下	L	2
				左右	R	3
3	異常なし or 異常検出せず	右側	右側	上下	U	2
				左右	L	1
		左側	右側	上下	D	4
				左右	R	3

医師C						
ケース	異常検出結果	乳房	表示装置	撮影方向	配置位置	配置方向
1	検出実行 or 検出結果に問わら ず	右側	右側	上下	U	1
				左右	L	1
		左側	右側	上下	R	3
				左右	R	3

図41は、医師Aが保持する表5のテーブルに基づいて、画像の種類毎(ケース毎)に画像を左側と右側の2台のCRTの画面に配置する様子を示した図である。

【0114】図42は、医師Bが保持する表5のテーブルに基づいて、画像の種類毎(ケース毎)に画像を左側と右側の2台のCRTの画面に配置する様子を示した図である。

【0115】図43は、医師Cが保持する表5のテーブルに基づいて、画像の種類毎(ケース毎)に画像を左側と右側の2台のCRTの画面に配置する様子を示した図である。医師Cについては、異常検出結果に関わらず常に一定の配置方法で出力する。

【0116】次に、決定された配置方法に従って、画面に出力するまでの動作について説明する。

1) 医師は読影前に医師識別情報(医師ID番号)を入力する。

2) 中央制御装置16は入力された医師ID番号がテーブルに登録されていればその登録内容に従って、表示すべき画像の配置方法を指示する。ここで、仮に医師ID番号がテーブルに登録されていない場合は、デフォルトの配置方法(予め設定された配置方法、例えば医師Aと同様の配置方法)に従う。

3) 表示する画像マトリクスサイズと、表示装置の表示領域マトリクスサイズが一致していればそのまま指定さ

れた配置位置、配置方向で表示する。仮に、画像マトリクスサイズと、表示領域マトリクスサイズとが一致していない場合は、表示領域マトリクスサイズに画像マトリクスサイズを合わせるべく、画像データに加工して両端を切断した後表示する。

【0117】画像データの加工については、例えば画像データサイズが(4000×5000)であり、表示領域のマトリクスサイズが(4000×5000)であるとする。

【0118】ここで、配置位置“L”および“R”で表示する場合、表示のために要する領域のマトリクスサイズは(2000×5000)となるので、図44(a)に示すように、ハッチングで示した領域を削除する。

【0119】また、配置位置“U”および“D”で表示する場合、表示のために要する領域のマトリクスサイズは、(4000×2500)となるので、図44(b)に示すように、ハッチングで示した領域を削除する。

【0120】以上説明したように、出力画面作成手段によれば、画像の画面への配置方法を医師の好み応じて、あるいは異常検出結果に応じて種々決定することができ、決定した配置方向に応じて必要であれば画像データを加工するなどして出力画面を作成することができる。

【0121】なお、撮影方向および画像枚数は、前掲した表5の内容に限定されるものではなく、斜方向の画像を“左斜上から右斜下”、“右斜上から左斜下”など複数枚撮影してもよい。また、表示装置の数は2台に限定されない。例えば1台であってもよいし、3台以上用いて種々の配置方向により表示するようにしてもよい。

h. 異常検出結果出力手段

異常検出結果出力手段は、機能1として、異常陰影検出手段にて検出した異常の位置を画像の外部から示すことができる。また、機能2として、検出した異常の数を示すことができる。また、機能3として、複数の異常に識別子を付け、各々を区別して明示することができる。

【0122】異常検出結果出力手段は、異常陰影検出結果を参照したいが、画像読影の邪魔はされたくないという観察者(読影医師)からの相反する要求を共に満たすものである。

【0123】図45は異常陰影検出結果を画像の外部から示すようにした画面の模式図である。図45(a)によると、画面145には検出された異常(陰影)148が示されたマンモグラム画像146と、マンモグラム画像146の外部に位置する2つのマーカー147と、検出した異常(陰影)の数149とが表示されている。図45(a)～(c)では、マーカー147は矢印として表示されている。なお、マーカーは矢印に限定されな

い。マーカー147は、それぞれのマーカーの矢印の延長線上の交点が、検出した異常148の位置と等しくなるように、マンモグラム画像146の外部に位置決めされる。

【0124】検出された異常の数が複数であり、その数が比較的多いとき、前述と同様に複数のマーカーにより異常を示すと表示が煩わしくなってしまう。

【0125】そこで、図45(b)に示すように、画像の外部から1つの異常位置を示しつつ、他の異常が存在することを検出した異常(陰影)の数149を画面隅に表示する。これにより、マーカーが示す異常の他にも、検出された異常が存在することが分かる。

【0126】また、図45(c)に示すように、検出した異常位置の付近に番号などの識別子152を表示してもよい。

【0127】また、図45(d)に示すように、複数の異常の位置をマンモグラム画像の外部から複数のマーカーを用いて一度に示したい場合は、マーカーの形あるいは色を変えて表示してもよい。

【0128】なお、図45(e)に示すように、異常(陰影)の位置を画像の外部から示すマーカーのそれぞれの位置は、検出した異常の画像内座標(x, y)からX軸、Y軸にそれぞれ延ばした垂線の交点(x, 0)と(y, 0)とで求めることができる。

＜CAD結果の比較＞主な機能としては、前述したCAD(コンピュータ支援診断)による過去画像の診断結果と今回画像の診断結果とを比較し、過去画像と今回画像に差がある場合に表示する。

- 1) 中央制御装置16は、今回画像に対しCAD処理(異常検出)を行ってCAD処理結果を得る。
- 2) 中央制御装置16は、患者識別情報(患者ID)から過去画像を検索する。
- 3) 中央制御装置16は、過去画像のCAD処理結果(CAD処理結果が存在しない場合はCAD処理を実行して結果を得る)と、今回画像のCAD処理結果とを比較する。
- 4) 中央制御装置16は、両者の結果に差が有ればその旨出力する。
- 5) 医師は比較読影コマンドを入力する。
- 6) 中央制御装置16は、以下に示す表6のテーブルに従って表示装置10に今回画像と過去画像を出力する。表6には、医師Aのケース1についてのテーブルのみが示され、医師Aの他のケースのテーブル、および他の医師のテーブルについては省略されている。

【0129】

【表6】

医師 A							
ケース	異常検出結果	時期	表示位置	撮影方向	配置位置	配置方向	
1	異常あり	今回	左側	上下	R	1	
				左右	L	4	
	前回		右側	上下	L	4	
				左右	R	3	

図46は表6のテーブルに基づいて今回画像と前回画像（過去画像）を2台のCRTの画面にそれぞれ配置した様子を示す図である。

【0130】なお、両者の結果に差が有れば、医師の比較読影コマンド入力を待たずに今回画像と過去画像を表示するようにしても良い。

【0131】X線検出装置4により得られた画像は一時メモリ14に蓄えられ出力装置10より出力される。読影者はその出力に基づいて診断を行う。

【0132】このとき、読影の補助的役割として、本システムにおいては、異常陰影の検出が行われ、この結果をもとに画像処理を自動的に行い、異常な陰影がより鮮明に表示されるようとする。画像処理としては、拡大、コントラスト調整、周波数処理などを行う。どの画像処理を行うかは読影者が予め設定する。異常陰影を行った場合、自動的に設定された画像処理を行い表示する。

【0133】表示の方法としては、まず、画像処理後の表示用画面と標準表示用画面とを設定する。このとき、画面数にあわせて複数（例えば2台）のCRTを用い、1台のCRTに画像処理後の表示用画面を設定し、他の1台に標準表示用画面を設定する。また、CRTは1台のみの構成とし、画面を分割するなどして、複数の画面を実現してもよい。

【0134】また、標準用画面の表示は画像情報量と画面表示可能情報量とが同じ場合、そのまま表示するが、画像情報量が画面表示可能情報量より多い場合は画像情報を圧縮して表示する。圧縮する手段としては、平均化、間引きなどがある。

【0135】次に、画像処理を行った画像は画像処理用画面に表示するが、このとき、検出された異常の位置が画面の中心となるように表示する。

【0136】画像処理として拡大を行う場合は、画像情報をそのまま表示（画像情報量が画像表示情報量より多い場合）してもよいし、画素間の情報を補間することによって表示してもよい。

【0137】画像処理としてコントラストの調整を行う場合は、拡大表示すると表示される画像の画素値の範囲は標準画像に比べ小さくなり、最大と最小の信号の差は小さくなるので、この信号差に合わせてコントラストを調整する。図47は、コントラスト調整を説明するための図であって、同図（a）は標準画像の入出力特性を示す図であり、同図（b）はコントラスト調整後の画像の表示例を示す図である。

入出力特性を示す図であり、同図（c）は標準画像の表示例を示す図であり、同図（d）はコントラスト調整後の画像の表示例を示す図である。

【0138】異常な陰影は石灰化、腫瘍の形など種々の要因によってマンモグラム画像上に表れる。異常陰影検出手段により検出した異常な陰影は、このような種々の要因に応じて画像処理を行ったのち、表示に供する。

【0139】前述した画像処理手段において、周波数処理については、種々要因に応じて画像の周波数特性を変える。例えば、石灰化により異常な陰影として画像上に表れた場合、このような陰影は比較的のコントラストを有しているが、微少な陰影であるので周波数の高域を強調することにより、輪郭をさらに明瞭にする。また、腫瘍が異常な陰影として画像上に表れた場合、このような陰影は画像上の微妙な濃淡の違いにより判断（読影）するので、周波数の低域を強調した方が画像が見易くなる。このように、画像の周波数特性を変えることにより、異常陰影をより明確に表示に供することができる。

【0140】なお、画像処理用画面に表示されている画像の範囲（例えばROI）を、標準画面上のどこにあたるかを標準画像上にも表示するようにする。

【0141】図48（a）に示すように、異常陰影が数点ある場合は、その数に合わせて画面を区分して表示する。区分された画面それぞれに画像処理を行うので、各画面により画像処理の度合いは変わってくる。このとき、表示されているのが標準画面のどこにあたるのかを分かり易くするため、図48（b）に示すように、番号などを付けてよい。もし、異常陰影の数が多く表示しきれない場合は、全て表示されていないことが分るように、音やメッセージなどで読影者に知らせる。自動的に行われる画像処理については、画像処理の内容を読影者が予め設定可能としているので、前述した画像処理以外の他の画像処理を行うことも可能である。

【0142】以上のように構成することにより、速やかな操作で読影を行うことができ、優れた病変検出能を実現できる。

i. アームの傾きから撮影方向を認識する手段
<撮影方向の自動認識>図49は、CアームとCアーム支持部を横から見た図である。同図にはCアーム5に設けられるX線発生装置2、圧迫板3、X線検出装置4等は省略されている。Cアーム5はCアーム支持部154に回動可能な状態で取り付けられている。

【0143】撮影方向の自動認識によれば、前掲した表3の、例えば“検査の情報”といった付随情報のうちの一部の情報を自動的に求めて入力を簡略化することができる。ここでは、Cアーム5の傾きから撮影方法を自動認識する。すなわち、図49に示すようにCアーム5の傾き角度 θ を定義し、Cアーム5の傾き角度 θ を求め、付随情報の撮影方法の項目への記入内容を決定しメモリ14に書き込み記憶する。

【0144】図50は、このように撮影方向を自動認識する処理を概略的に示す図である。まず、S1において、回転角度を自動的に認識する機構を用いてCアーム5の回転角度を認識する。

【0145】図51は回転角度を自動的に認識する機構の概略を示す斜視図である。回転角度を自動的に認識する方法としては、まず、Cアーム5の回転軸156に第1の歯車158を取り付け、第1の歯車158に第2の歯車160を噛ませる。第2の歯車160の回転軸には、可変抵抗器（図示しない）を回転軸と同様に回転可能となるように取り付け、角度認識部162により回転角度を抵抗値に変換することにより電気的に角度を認識することができる。この場合、連続的に回転角度を認識できる。その他、回転角度を電気的信号に変換するものについても同様に扱うことができる。

【0146】次に、S2により、S1で求まったCアーム5の回転角度から撮影方向を判断する。

【0147】なお、ここではS3により撮影方向の判断条件として境界角度の設定を技師の入力により設定することができる。例えば、境界角度を θ とするとき、図52に示すように、角度 θ が“ $\theta = 0^\circ$ ”のときは撮影方向を“CC”と判断し、角度 θ が“ $-70^\circ < \theta < 0^\circ$ ”あるいは“ $0^\circ < \theta < 70^\circ$ ”を満たすときは撮影方向を“MLO”と判断し、角度 θ が“ $-90^\circ < \theta < -70^\circ$ ”あるいは“ $70^\circ < \theta < 90^\circ$ ”を満たすとき撮影方向を“MO”と判断する。なお、角度 θ の範囲及び“CC”、“MLO”といった方向表記文字の種類は一例として挙げるものであり、これに限定されるものではない。

【0148】次に、S4により判断した結果を付随情報の“撮影方法”の項目に書き込む。ここで、特別の撮影を行う際には、S5により付随情報を手入力することが可能であり、訂正を行うことも可能となっている。

【0149】回転角度の自動認識の他の例としては、図53に示すように、回転軸156上に第1の電極164を設け、Cアーム支持部154側に円盤の上面を数カ所に分割した第2の電極（分割電極）166を配置し、第1の電極164と第2の電極166の位置関係によりスイッチング作用を起こし、角度認識及び撮影方向の判断を機械的に行う。撮影方向の判断条件は第2の電極の分割角度により与え、スイッチングに応じて撮影方向の情報を、付随情報に書き込む。

【0150】その他、回転角度によりスイッチングを行う種々の機構も含まれる。

【0151】なお、特別の撮影を行う際には、S5により付随情報の手入力/訂正を行うことができる。

【0152】左の乳房か右の乳房かの判別、すなわち、付随情報のうち“撮影部位”の項目については、Cアーム5が具備する“右ボタン”あるいは“左ボタン”（いずれも図示しない）を押すことにより、自動的に書き込まれる。

j. 圧迫タイミング調整手段

X線曝射に関連付けて圧迫のタイミングを調整する手段については、X線発生装置2の説明の中で述べたので、ここでは省略する。

k. バイオプシー検査状況確認手段

＜バイオプシー穿刺状況を超低線量にX線撮影により確認する＞図54は、バイオプシー検査に用いる加圧パッドを示す図である。バイオプシー検査は、加圧パッド168で乳房を挟み、加圧パッド168の加圧面に設けられた窓170から乳房の疾患部172に細い針（ニードル）を穿刺してサンプル（標本）を収集する。

【0153】サンプル収集までのバイオプシー検査の詳細を説明する。

【0154】まず、乳房を加圧パッド168で挟む。このとき、疾患部172が窓170の中に位置するように挟む。

【0155】次に、撮影角度を“ 0° ”として撮影を行い、疾患部172が窓170の中にあることを確認する。

【0156】次に、図55、図56に示すように、Cアームの姿勢（撮影角度）を“ $+15^\circ$ ”、“ -15° ”として撮影を行うことにより3次元情報を得る。

【0157】次に、得られた3次元情報から疾患部の3次元位置を算出し、算出した位置に二重構造の針174を窓170から挿入する。

【0158】図57は、乳房の疾患部に針を挿入する様子を示した図である。

【0159】次に、撮影角度を“ $+15^\circ$ ”、“ -15° ”として撮影を行い、針が疾患部の中央にあることを確認してサンプルを収集する。

【0160】サンプル収集後に再び撮影を行い、疾患部のサンプルを収集したことを確認する。

【0161】疾患部に針を挿入する際、針が曲がってしまうことがある。針が真っ直ぐ挿入されているか否かが確認できれば、曲がった針が挿入されたままサンプル収集時の撮影が行われてしまうことを防げるので、患者に無駄な被爆を与えることが避けられる。

【0162】そのため、サンプル収集時の撮影を行う前に、針の挿入過程で低線量のX線による撮影を行い、針が正しい姿勢で挿入されているか否かを確認する。この場合、撮影角度が“ $+15^\circ$ ”と“ -15° ”の撮影を

行う。

【0163】撮影時のX線の線量は、針の形状が確認できる程度で良いので通常X線透視で行われている線量より少ない線量とする。この低線量での撮影で針の直進が確認された後にサンプル収集時の撮影を行う。バイオプシー穿刺状況確認手段によれば、針が疾患部に真っ直ぐ穿刺されたか否かを低線量X線撮影により把握することができるので、患者に無駄な侵襲を与えることなく適切にバイオプシー検査が行える。

1. バイオプシー視野認識および一部データ記憶手段
図58は、検出器上に設定したプロファイル取得ラインを示す図である。検出器42の面上において、176はバイオプシー照射野、178はプロファイル取得ライン(a～d)である。

【0164】検出器において、a～dの各プロファイル取得ライン178におけるプロファイルデータを全データより先に収集し、図59に示すように、プロファイル取得ライン“a”とプロファイル取得ライン“c”的プロファイルデータを取得する。そして、プロファイルデータの1次微分等により画像データの存在する位置を例えばA点として検出し、図58における斜線の領域(バイオプシー照射野176)のデータのみを読み出すように読み出し範囲を決定する。

【0165】なお、読み出し範囲に基づくデータ読み出しの詳細についてはX線検出装置2の説明の中で述べたので、ここでは省略する。

m.撮影場面、検出器(モード)による撮影条件の自動設定手段

撮影条件の自動設定は、原則として、前述したような種々の条件の計測結果に基づき、前掲した表1を用いて行う。

【0166】図16(c)の操作パネル90に示したように、本システムは検査毎に種々のシステム使用場面(撮影場面)が選択できる。

【0167】この場合、通常検査と、(1)集団検査、(2)バイオプシー、(3)切除標本検査、(4)透視では撮影条件が異なり、それぞれの場合毎に表1の撮影条件決定表を有することにより撮影条件の設定に対応する。

n.曝射が終わったことをトリガとして画像を読み出す手段

X線検出装置2の説明の中で述べたので、ここでは省略する。

o. RISを含めた患者情報の出力手段、識別子(バーコード含む)を出力する手段

RISの情報(例えば検査依頼情報など)を表示させて見ることができる。図16の操作パネル90により検査依頼情報を選択(検査依頼情報出力の項目は図示していない)すると、現在選択されている検査に関する依頼事項(表2に示した患者の情報、検査の情報など)が出力装置10のCRT100の画面に表示される。

p. 画像を任意の大きさに拡大縮小する手段

画像の画素データにフィルタをかけることで拡大・縮小等を行う。1/nのフィルタは、n×nを想定するとn×nマトリックスの画素値の平均値、最大値をとる場合に適用し、または、n×nのマトリックスのあらかじめ決めた特定マトリックス要素を取得する場合に適用する。

q. CRT、フィルムの出力選択手段

システムの初期動作において、図16(d)の操作パネル90により“CRT”あるいは“フィルム”等の出力方法を選択することができる。

r. 異常が悪性であるか良性であるかを判別し結果を出力する手段

異常陰影に対して良性か悪性かを判断するための手段としては、腫瘍陰影については米国特許第5,133,020号を参照できることを前述した。

【0168】ここで、医師による画像読影時に図60に示すような画面により、陰影の解析(異常の解析)を医師が指示すると、既に検出した腫瘍陰影があればその陰影に対しコンピュータの解析結果として悪性か良性かが導かれ出力される。一方、画像の上で医師が直接、マウス等の指示手段により指摘をした陰影に対してもその部分の解析を行ったかを出力する。

【0169】本システムは、入力手段の一つ(指示手段)としてマウスを有する。マウスは、出力装置10のオーバーレイメモリ110の1面を用いて表示され、マウスボタンのクリックした位置が画面の座標位置として画像との対応が図られる。

s. ROIマニュアル入力装置は、シェーマが出力されるタッチパネルによる手段であり、図18(b)に示したのでここでは省略する。

t. 全体制御プログラム

本システムを起動すると、図16(a)に示すような画面が操作パネル90に表示される。

【0170】操作者は、操作パネルに触れることにより、“読影”、“検査”、“検査後読影”、“その他”といった処理を選択することができる。

【0171】システム・ディスク12には、前述したような機能a～tを有する制御プログラムに加え、以下のデータが記憶されている。各データの具体項目について説明する。

(1) 画像と付随情報

画像は最大マトリックスサイズ“6000×4800”(2バイト)のデータである。図61は画像データの座標系を示す図である。通常の撮影では、このうちの“4800×3600”のマトリックスサイズの領域が使用される。

【0172】画面の座標系は図62に示すように、CRT画面(例えばマトリックスサイズが“2500×2000”)の場合とフィルム(例えばマトリックスサイズ

が“8500×7000”的場合について区別して考慮される。

(2) 検査歴

表7に示すように、過去画像を検索して読み出すための

情報として検査歴を保持する。

【0173】

【表7】

患者の情報	患者ID番号	880841
	患者の氏名	○山△子
	患者の生年月日	38.4.1
	患者の性別	女
1番目の検査情報	検査ID	94-1234
	モダリティ	マンモグラフィー
	検査部位	(左) 乳房
	検査方法	CC, ML
	検査依頼科名	外科
	検査依頼医師名	○本×男
	検査年月日	94.1.2
	画像の枚数	4
2番目の検査情報	検査ID	94-2234
	モダリティ	マンモグラフィー
	検査部位	(左) 乳房
	検査方法	CC, ML
	検査依頼科名	外科
	検査依頼医師名	○本×男
	検査年月日	94.1.9
	画像の枚数	4

(3) 検査依頼情報

表2に示したように、RISなどから得られた検査依頼情報を保持するとともに、紙面の依頼情報を手入力して作成した検査依頼情報も保持する。

(4) 画像を並べるための表

表5に示したように、医師により画像をどう並べるかを決定するための表を保持する。

(5) 異常検出結果表

表4に示したように、異常陰影検出手段によって検出された結果を表として保持する。

(6) 基準画像データ

出荷時に検出器42に規定時間だけX線を照射して、基準となる画像データを収集して保持しておく。

【0174】保守時にこの基準データと試し撮りした画像データの差分を取って検出器42の劣化などを検出する。次に、メモリについて説明する。メモリ14は、半導体メモリであって、画像データやシステム・ディスク12のプログラムやデータを一時的に記憶する等の作業に供するためのメモリである。メモリ14へのデータの書き込み、読み出しが中央制御装置16によって制御される。

【0175】中央制御装置16は、システムの全ての動

作機能を制御する。以上のように構成された基本システムの動作を、“通常検査”、“集団検診”、“ニードル・バイオプシー検査”、“メスによる切除・バイオプシー検査”、“フォローアップ検査”、“検出器劣化、保守対応作業”の順に説明する。

【0176】まず、外来患者の検査と読影を基本とする通常検査における動作について説明する。通常の病院でもっとも一般的にマンモグラフィーを使用する場面は、異常を感じて病院を訪れた外来患者に対する検査および診断である。

【0177】検査と読影作業の際のシステムの動作について以下に説明する。

【0178】前述したように、システムが起動されると、図16(a)に示すように、操作パネル90に第1のパネルを表示する。

【0179】第1のパネルにより、“読影”、“検査”、“その他”的いづれかの処理を選択する。

【0180】“読影”が選択されると、読影医IDの入力を行い、読影医によりID入力がなされた後、図16(b)に示すように操作パネル90に第2のパネルを出力する。読影医のIDはメモリ14に記憶され、以降、装置(システム)をダウンさせるまで読影医好みによ

る出力がなされる。

【0181】ここで、例えば読影医をYとしID9876を入力したとする。

【0182】“検査”が選択されると図16(c)に示すように操作パネル90に第3のパネルを表示する。

【0183】“その他”が選択されると図16(d)に示すように操作パネル90に第4のパネルを表示する。このパネルで出力の条件設定を行う。

【0184】ここで、第1のパネルから“検査”を選択し、第2のパネルから“通常の読影”(フォローアップ読影、集団検診も同様の検査となる)を行う場合について記述する。

(1) 患者の検査情報の入力

例えばある患者Xについての検査依頼が、RISよりシステムのメモリ14に検査依頼情報として転送されると、患者Xを含む患者の一覧が前述した図17の操作パネル90に検査リストとして出力されるので、検査技師は患者Xの部分に触れる(タッチする)ことにより患者Xを選択する。

(2) ポジションニング

患者Xについてポジションニング(位置決め)を行う。撮影装置のセットについては左右のどちらの乳房を撮影するのかをアームのボタンで指示するだけでよい(撮影部位の指定)。アームの傾きによって撮影手段(撮影方法)も決定される。RISの検査に関する情報と、撮影部位、撮影方法などの情報は画像付随情報に記憶される。

(3) 乳房圧迫

乳房の圧迫はフットスイッチ(図示しない)によって圧

力をかけていくものである。規定圧力(10N)になると圧迫を中止する。

(4) 撮影条件設定

フットスイッチによって乳房を圧迫した状態で、撮影条件を撮影条件決定表に基づいて決定する。撮影条件表には、例えば“年齢：50歳、硬さ：柔らかい、大きさ：小、厚さ：3cm”を患者Xの情報として与える。撮影条件決定表により、例えば“フィルタ：Mo, kvp: 28kvp, mA: 10mA”という撮影条件が得られる。

(5) X線曝射

上記の撮影条件でX線を制御し、技師の判断でX線曝射が行われる。曝射時間はAEC30によって管理され、適切なmA値で撮影が行われる。なお、技師の設定により適切な圧力を曝射の間のみ患者の乳房に対して印加する。例えば、技師があと1Nの負荷を加えると判断し、その値を入力した場合には曝射時間のみ合計11Nの圧力が乳房に与えられ、曝射終了と同時に圧力は解放される。ACRの基準以上の圧力が事前に設定してあり、それ以上の過大圧力は与えられない安全機構になっている。

(6) 画像と付随情報を対応させて記憶

検出器42から得られた画像データは一旦メモリ14に記憶される。このデータに基づいて画像付随情報を作成し、画像データに関連づけてメモリ14に記憶する。表8に画像付随情報の一例を示す。

【0185】

【表8】

患者氏名	○山△子																		
検査 I D	9 4 - 1 2 3 4																		
検査年月日	9 4. 1. 2																		
画像の枚数	4																		
1枚目の画像情報	<table border="1"> <tr> <td>画像番号</td><td>1</td></tr> <tr> <td>ピクセル横長さ (mm)</td><td>0. 05</td></tr> <tr> <td>ピクセル縦長さ (mm)</td><td>0. 05</td></tr> <tr> <td>マトリクス横サイズ</td><td>3 6 0 0</td></tr> <tr> <td>マトリクス縦サイズ</td><td>4 8 0 0</td></tr> <tr> <td>画像のピクセルピット長</td><td>1 4</td></tr> <tr> <td>データ量 (M B)</td><td>4 0</td></tr> <tr> <td>撮影方法</td><td>C C</td></tr> <tr> <td>部位</td><td>(左) 乳房</td></tr> </table>	画像番号	1	ピクセル横長さ (mm)	0. 05	ピクセル縦長さ (mm)	0. 05	マトリクス横サイズ	3 6 0 0	マトリクス縦サイズ	4 8 0 0	画像のピクセルピット長	1 4	データ量 (M B)	4 0	撮影方法	C C	部位	(左) 乳房
画像番号	1																		
ピクセル横長さ (mm)	0. 05																		
ピクセル縦長さ (mm)	0. 05																		
マトリクス横サイズ	3 6 0 0																		
マトリクス縦サイズ	4 8 0 0																		
画像のピクセルピット長	1 4																		
データ量 (M B)	4 0																		
撮影方法	C C																		
部位	(左) 乳房																		
2枚目の画像情報	<table border="1"> <tr> <td>画像番号</td><td>2</td></tr> <tr> <td>ピクセル横長さ (mm)</td><td>0. 05</td></tr> <tr> <td>ピクセル縦長さ (mm)</td><td>0. 05</td></tr> <tr> <td>マトリクス横サイズ</td><td>3 6 0 0</td></tr> <tr> <td>マトリクス縦サイズ</td><td>4 8 0 0</td></tr> <tr> <td>画像のピクセルピット長</td><td>1 4</td></tr> <tr> <td>データ量 (M B)</td><td>4 0</td></tr> <tr> <td>撮影方法</td><td>M L</td></tr> <tr> <td>部位</td><td>(左) 乳房</td></tr> </table>	画像番号	2	ピクセル横長さ (mm)	0. 05	ピクセル縦長さ (mm)	0. 05	マトリクス横サイズ	3 6 0 0	マトリクス縦サイズ	4 8 0 0	画像のピクセルピット長	1 4	データ量 (M B)	4 0	撮影方法	M L	部位	(左) 乳房
画像番号	2																		
ピクセル横長さ (mm)	0. 05																		
ピクセル縦長さ (mm)	0. 05																		
マトリクス横サイズ	3 6 0 0																		
マトリクス縦サイズ	4 8 0 0																		
画像のピクセルピット長	1 4																		
データ量 (M B)	4 0																		
撮影方法	M L																		
部位	(左) 乳房																		

ここで、フィルムを用いて読影する場合について説明する。

【0186】フィルムによる読影は、CRT100を補助的に使用する場合と、フィルムのみで読影を行う場合がある。CRT100を補助的に使用する場合は、フィルムの出力は単に濃度の補正がなされているだけのものである。これらの出力は、1セットの検査が行われたあと順次行われる。システム内部では次のような動作となる。

(1) 画像読み出し

メモリ14上の画像データを1枚ずつ読み出す。

(2) 濃度補正

画像に対して濃度補正処理機能を起動して適正露光に補正する。露光補正した画像データをメモリ14に記憶する。

(3) CAD処理

CAD処理はCRT100を補助的に使用する場合は行わない。

【0187】まず、画像濃度補正後の画像データに対して異常陰影検出手段を適用する。図63に示すように微小石灰化陰影180が座標(1000, 1500)の位置に検出され、腫瘍陰影182が座標(2000, 3000)の位置に検出された場合を仮定する。検出結果を

前述した異常検出結果表(表4)に記述しメモリ14に記憶する。

(4) 画像処理

画像処理はCRT100を補助的に使用する場合は行われない。

【0188】前述したCAD処理において作成した異常検出結果表により画像の座標(1000, 1500)と座標(2000, 2000)を中心とする“1000×1000”的ROIデータを取り出す。異常の位置がROIに含まれる場合は先に取り出したデータをROIデータとする。また、これらのROIデータに対して画像処理機能により処理を加えメモリ14に再び格納しておく。微小石灰化陰影180に対してはアンシャープマスキング処理、腫瘍陰影に対してはルックアップテーブル変更といった陰影に応じた画像処理を行う。

(5) 画面作成

前述したCAD処理において作成した異常検出結果表により画像の座標(1000, 1500)を画面の座標に変換した位置、すなわち、微小石灰化陰影の位置を指すマークを画像の外枠内にセットし、画像の座標(2000, 3000)を画面の座標に変換した位置に、すなわち、腫瘍陰影の位置を指すマークを画像の外枠内にセットする。また、図64に示すように、画像の横にROI

データを1画素のサイズを2倍に拡大した画像を並べる。これらの画面データをレーザ書き込み装置118に送る。

【0189】CRT100を補助的に使用する場合は、読影医Yについて例えれば既に示した表6により画像の並べ方を決定し、画像のみを並べた画面を作成し、そのデータをレーザ書き込み装置118に送る。

(6) フィルム印刷

前述した画像処理により得られた画面データをレーザ書き込み装置118に送り、指示を与えてフィルムに印刷する。次に、CRTを用いて(支援)診断を行う場合の動作について説明する。

(1) 検査情報入力

操作パネル90に検査の終了した患者のリストが表示される。ここで、患者Xの検査を選択する。

(2) 画像読み出し

メモリ14上の画像データを1枚ずつ読み出す。

(3) 濃度補正

画像に対して濃度補正処理機能を起動して適正露光に補正する。露光補正した画像データをメモリ14に記憶する。

(4) CAD処理

画像濃度補正後の画像データに対して異常陰影検出手段を適用する。図63に示すように微小石灰化陰影180が座標(1000, 1500)の位置に検出され、腫瘍陰影182が座標(2000, 3000)の位置に検出された場合を仮定する。検出結果を前述した異常検出結果表(表4)に記述しメモリ14に記憶する。

(5) 画像処理

画像処理はCRT100を補助的に使用する場合は行わない。

【0190】前述したCAD処理において作成した異常検出結果表(表4)により画像の座標(1000, 1500)と座標(2000, 2000)を中心とする“1000×1000”的ROIデータを取り出す。異常の位置がROIに含まれる場合は先に取り出したデータをROIデータとする。また、これらのROIデータに対して画像処理機能により処理を加えメモリ14に再び格納しておく。微小石灰化陰影180に対してはアンシャープマスキング処理、腫瘍陰影に対してはルックアップテーブル変更といった陰影に応じた画像処理を行う。

(6) 画面作成と表示

読影医Yの指示により、操作パネルに初期画面を表示する。初期画面上で注目画像の選択を行い、表示異常陰影検出結果、異常陰影の注視を表示する。

【0191】図65は操作パネルに表示された初期画面を示す図である。

【0192】検査の画像は、検査終了まで全て読影医Yの好みの配置方法で表示される。また、表示において縮小が必要な画像は縮小されて表示される。

【0193】初期画面は画像を抽象化(ディフォルメ)したスイッチを有しており、スイッチにより注目画像を選択する。また、異常陰影検出結果を表示するために用いるスイッチ、異常陰影を注視(拡大、強調)するため用いるスイッチを有している。

【0194】注目画像は、初期画面の操作パネル上で選択された画像のみを表示する。

【0195】図66に示すように、異常陰影検出結果は、表示されている画像に重ねて表示する。異常陰影指示マークはオーバーレイメモリ上で微小石灰化陰影のマークを座標(1000, 1500)の位置に、腫瘍陰影のマークを座標(2000, 3000)に作成し、表示管理部112によって画像の上に重ねて表示する。

【0196】異常陰影の注視は、表示されている画像に関して、優先度に基づいて(5)の画像処理で作成したROIデータを、縮小等を行わないで表示する。

【0197】表9は異常陰影の注視の優先度を示す表である。

【0198】

【表9】

1.	m c	微小
2.	m c	クラスタ
3.	m a s s	小
4.	m a s s	大
5.	:	
	:	

図67は操作パネルでのROIの表示とCRTの表示を示す図であり、同図(a)はCRTの表示、同図(b)は操作パネル90の表示を示す。

【0199】操作パネル90に、CRTに表示されているROIが画像の上でどの位置を表しているのかを抽象化(ディフォルメ)して表示する。

【0200】次に、集団検診における動作について説明する。

【0201】集団検診時の検査の内容は前述した通常検査の検査フローと同じである。また、フィルムのみの診断であれば、通常検査のフィルムによる読影と同じである。集団検診の場面は、検査およびフィルム出力をまとめて行い、読影も後にまとめて行う。

【0202】全ての検査結果(画像データなど)が全てハードディスクに格納されているとする。このようなケースの読影作業におけるシステムの動作フローを以下に説明する。

(1) 検査情報入力

パネルに検査の終了した患者のリストが表示される。ここで、患者Xの検査を選択する。

(2) 画像読み出し

メモリ14上の患者Xの画像データを1枚ずつ読み出

す。画像に対して濃度補正処理機能を起動して適正露光に補正する。露光補正した画像データをメモリ14に記憶する。補正後の画像データに対して異常陰影検出手段を適用する。図63に示したように微小石灰化陰影180が座標(1000, 1500)の位置に検出され、腫瘍陰影182が座標(2000, 3000)の位置に検出された場合を仮定する。検出結果を前述した異常検出結果表(表4)に記述しメモリ14に記憶する。

(3) 画像処理ROI設定

シャトルによって設定するROI位置決定手段により“1000×1000”的ROIを設定し、リアルタイムでROIデータを得る。

(4) 画像処理

ROIデータに対して画像処理機能により処理を行いメモリ14に再格納しておく。微小石灰化陰影180に対してはアンシャープマスキング処理、腫瘍陰影182に対してはルックアップテーブル変更といった陰影に応じた画像処理を行う。

(5) 画面作成

読影医Yの指示により、操作パネル90に初期画面を表示する。初期画面上で注目画像の選択を行い、表示異常陰影検出結果、異常陰影の注視、シャトルによる注視位置を表示する。

【0203】図65に示したように、操作パネル90に初期画面が表示される。検査の画像は、検査終了まで、全て読影医Yの好みの配置方法で表示される。また、表示において縮小が必要な画像は縮小されて表示される。

【0204】初期画面は画像を抽象化(ディフォルメ)したスイッチを有しており、スイッチにより注目画像を選択する。また、異常陰影検出結果を表示するために用いるスイッチ、異常陰影を注視(拡大、強調)するため用いるスイッチを有している。

【0205】注目画像は、初期画面の操作パネル上で選択された画像のみを表示する。

【0206】図66に示したように、異常陰影検出結果は、表示されている画像に重ねて表示する。異常陰影指示マークはオーバーレイメモリ上で微小石灰化陰影のマークを座標(1000, 1500)の位置に、腫瘍陰影のマークを座標(2000, 3000)に作成し、画像表示マネージャによって画像の上に重ねて表示する。異常陰影の注視は、表示されている画像に関して、前掲した表9の優先度に基づいて作成したROIデータを、縮小等を行わないで表示する。

【0207】シャトルによる注視位置の表示は、シャトルにより指示されている作成したROIデータを縮小等せずに表示する。

【0208】図67は操作パネルでのROIの表示とCRTの表示を示す図であり、同図(a)はCRTの表示、同図(b)は操作パネル90の表示を示す。

【0209】操作パネル90に、CRTに表示されてい

るROIが画像の上でどの位置を表しているのかを抽象化(ディフォルメ)して表示する。

【0210】次に、ニードル・バイオプシー検査における動作を説明する。

【0211】マンモグラム読影の結果、異常陰影が発見された場面において、医師の判断で必要があれば、陰影が悪性なのか良性かを判定するための生検(バイオプシー)を行う。本検査は、病巣部に針(ニードル)を挿入し、異常細胞を取り出すことが目的である。

【0212】このようなケースの検査、読影作業における動作を以下に説明する。

【0213】この場合、図16(c)に示すように、操作パネル90の第3のパネルにおいて、“バイオプシー”を選択する。なお、図16(c)には、“バイオプシー(透視)”も選択できるようになっているが、この場合は、X線撮影を行わず、X線透視を行うのであり、その他の動作は本検査と同様である。

(1) X線曝射

バイオプシーの条件でX線を曝射する。

【0214】バイオプシー用小視野を判断し、画像をメモリ14に書き込む。

【0215】角度を変えてX線を曝射して、同様にメモリ14に記憶する。

(2) 画像読み出し

2枚の画像をメモリ14から取り出す。

(3) バイオプシー検査用画面作成

図68に示すように、2枚の画像を並べた画面を作成し、CRT100に表示する。

(4) 陰影指示

マウスにより2枚の画像について陰影を指示し、指示した位置をメモリ14に記憶する。

(5) 陰影位置より穿刺距離を算出

バイオプシー穿刺位置算出手段によって距離を算出する。

(6) 穿刺距離の出力

CRT画面、または、パネルに穿刺距離が表示される。バイオプシーの穿刺状況を確認するために、超低線量のX線で確認撮影を行う。穿刺距離計算の時と同じく曝射して画像をメモリ14に記憶する。また、穿刺距離計算の時の陰影指示位置をオーバーレイメモリ110にて示して画像に重ねて表示する。次に、メスによる切除・バイオプシー検査における動作を説明する。

【0216】前述した生検(バイオプシー検査)において、メスにより病巣部を切除すれば、最も確実に病巣部の状態を観察できる。しかし、患者への侵襲は非常に大きいという反面がある。

【0217】このような検査を行う場合は、マンモグラフィーは主に確認作業のために用いる。読影作業におけるシステムの動作を以下に説明する。

【0218】操作パネル90の第3のパネルにて“バイ

オプシー”を選択する。

(1) 切除標本のセッティング

切除標本をセットする。

(2) X線曝射

切除標本の撮影条件でX線を曝射する。

(3) 画像記憶

画像をメモリ14に記憶する。

(4) 画像読み出し、濃度補正

メモリ14から画像を読み出し、前述したような画像濃度の補正を行う。

(5) CRT表示

図69に示すように、切除標本300の画像をCRT100に表示する。次に、フォローアップのための読影における動作を説明する。

【0219】検査を定期的に進めている場合、過去の検査データを比較に用いることが行われる。そのような読影作業におけるシステムの動作を以下に説明する。

【0220】操作パネル90の第2のパネルにて“フォローアップ読影”を選択する。

(1) 検査情報入力

パネルに検査の終了した患者のリストが表示される。患者Xを選択する。

(2) データ・ベースまたはPACSから過去の検査のデータを入手する。

患者Xの過去の検査を検査歴より選び出し、データ・ベースで検索してメモリ14に画像を転送する。また、未読影の画像はすでにメモリ14に記憶されているとする。

(3) 画面作成

CRT100を補助的に使用する場合は、読影医Yについて表5により画像の並べ方を決定し、図70に示すよう未読影画像と過去画像を並べた画面を作成し、そのデータをレーザ書き込み装置110に送る。また、通常読影の時と同じように未読影画像に対して、異常陰影検出手段による検出が行われてもよい。過去の画像に対して異常が検出されない場合でかつ未読影画像に異常が検出された場合のみ、図71に示すように、その結果を出力してもよい。

(5) CRT出力または、フィルム出力

(3) 画面作成により作成した画面をCRT100または、フィルム102に出力する。

【0221】次に、検出器劣化に対応する保守作業を行う場合の動作について説明する。

【0222】マンモグラムの品質を常に高いレベルで一定に保つためには、装置の保守点検をしばしば行うこと必要である。撮像の性能を左右する検出器42について簡単に高精度の保守ができる作業のシステムの動作を次の2つの場合について説明する。検出器42の保守には、システム起動時に毎回行う自動保守と、適当な間隔でユーザー（撮影技師）が行う保守とがある。

【0223】システム起動時に毎回行う自動保守では、まず、検出器42上の画像データをリセットし、暗時画像データ収集する。暗時画像データは、一定時間、X線を曝射せずにおり、得られたデータとする。再リセットの後、一定時間X線を曝射してX線曝射データを収集する。収集したX線曝射データと暗時データとの画素値の差分を求める。差分が一定値以上ある画素については、これをキズと判断する。キズが検出されると、キズが単独のものである場合は、近接する画素のデータをそのまま画素の値として補正する。キズが一定値以上になるとこれは劣化が大きいと判断し、CRT100または操作パネル90に警告マーク等を表示する。適当な間隔でユーザー（撮影技師）が行う保守では、まず、図16(d)示すように第4のパネルにて“保守”を選択する。次に、テスト条件下において、X線をテスト曝射し、得られたデータをメモリ14に記憶する。システム・ディスク12に予め基準画像を格納しておき、X線テスト曝射で得られたデータと、基準画像との差分を求める。差分が一定値以上ある画素の場合、これをキズと判断する。補正是単独のキズなどの場合に行われ、近接する画素のデータをそのまま画素の値とする。キズが一定値以上になるとこれは劣化が大きいと判断し、CRT100または操作パネル90に警告マーク等を表示する。次に、PACSを用いた場合について説明する。

【0224】患者情報あるいは検査情報といった情報を外部システムから得る場合は、例えば、RISからのRISデータはゲート・ウェイを介してPACSシステムに転送する。

【0225】汎用ワークステーションを用いてマンモグラム画像を読影する場合は、汎用ワークステーションが1つのアプリケーションとしてマンモグラム読影機能を有する。

(実施例2) 次に、第2実施例を説明する。第2実施例では、基本システムにネットワーク機能を適用したシステム（モダリティシステムと称する）について説明する。

【0226】図72はモダリティシステムの装置構成を示すブロック図である。モダリティシステムは、マンモグラフィ撮影装置210と、デジタイザ220と、イメージヤ230と、データベース240と、マンモグラム読影ワークステーション250とが、ローカルエリアネットワーク（以下、LANと略称する）200を介して互いに接続された構成となっている。LAN200は各々の装置間で入出力するデータやコマンドを高速に転送する機能を有している。

【0227】モダリティシステムが第1実施例の基本システムと異なる点は、画像撮影系と画像出力系をネットワークを介して分散させた点にある。したがって、基本システムにおける出力装置10は本システムには設けられていない。なお、CRT260は、単に撮影画像を確

認するためのものであり、撮影した画像の読影はマンモグラム読影ワークステーション250によって行う。また、撮影した画像のフィルム出力はイメージヤ230によって行う。

【0228】図73は、マンモグラフィ撮影装置210の内部構成を示すブロック図である。マンモグラフィ撮影装置210は、X線発生装置211、X線検出装置212、入力装置213、RIS(I/F)部214、メモリ215、ROM216、光ディスク217、LANI/F部218、制御装置219によって構成され、画像確認用CRT260が接続されている。

【0229】X線発生装置211、X線検出装置212は第1実施例のものと同一である。また、マンモグラフィ撮影装置210はX線検出装置211により得られた画像データ等を保持する光ディスク213を備えている。これにより、画像データをLAN200を介さずにオフラインで転送することが可能となっている。

【0230】RISからのデータは、RISI/F部8により本システムに入力される。

【0231】なお、撮影確認用CRT211は撮影直後に画像を確認するものであり、また画像濃度の補正を行う。

【0232】図74は、デジタイザ220の内部構成を示すブロック図である。デジタイザ220は、フィルム送り・レーザー照射制御部221、データ読み取り部222、入力装置223、メモリ224、ROM225、LANI/F部226、制御装置227によって構成されている。

【0233】フィルム送り・レーザー照射制御部221とデータ読み取り部222により、過去画像等のデジタル化されていないアナログフィルムのデータをデジタル化する。デジタル化されたデータは、データ読み取り部222からメモリ224、LANI/F部226を介してLAN200に転送される。

【0234】入力装置223は、入力するフィルム識別のための識別情報を入力する機能を有している。

【0235】図75は、イメージヤ230の内部構成を示すブロック図である。イメージヤ230は、フィルム送り・レーザー照射・フィルム現像制御部231、データ書き込み部232、入力装置233、メモリ234、ROM235、LANI/F部236、制御装置237によって構成されている。

【0236】イメージヤ230は、LAN200から画像データを入力してフィルムに出力する。画像データはLAN200からLANI/F部236、メモリ234を介してデータ書き込み部232に送る。データ書き込み部232は画像データをフィルム送り・レーザー照射・フィルム現像制御部231に送りフィルムへの書き込みを制御する。

【0237】フィルム送り・レーザー照射・フィルム現像

制御部231は画像データをレーザーによるフィルムへ書き込み、フィルムの現像、フィルムの排出までを行う。フィルムには、非常に高精細の描出ができる。フィルムへ書き込みを行うレーザーのビーム径は任意に変更され、フィルムの大きさに合わせて画面データは書き込まれる。

【0238】図76は、データベース240の内部構成を示すブロック図である。データベース240は、光ディスク242、ハードディスク243、メモリ241、ROM244、LANI/F部245、制御装置246によって構成されている。

【0239】データベース240は、過去画像や他の検査の画像をハードディスク243あるいは光ディスクチエンジヤの光ディスク242に記憶する。記憶された画像は、ROM244により患者名(患者ID)などをキーとしてハードディスク243あるいは光ディスクチエンジヤの光ディスク242から検索できる。検索された画像は、メモリ241、LANI/F部245を介してLAN200に転送され、LAN200は、さらにこれを外部の装置に転送する。

【0240】図77は、マンモグラム読影ワークステーション250の内部構成を示すブロック図である。マンモグラム読影ワークステーション250は、LANI/F部251、システムディスク252、入力装置253、メモリ254、CRT255、制御装置256によって構成されている。

【0241】マンモグラム読影ワークステーション250は、第1実施例で述べた操作パネル90と同等の機能を有しており、タッチスクリーンにより操作者からの指示を入力する機能と、読影のためのマンモグラム画像を出力する機能を有する。

【0242】また、システムディスク252は第1実施例で述べたシステムディスク12と同一のものであり、種々の制御プログラムを備え、制御プログラムによる画像処理等の種々の機能を実行する。

【0243】以上説明したように第2実施例によれば、基本システムにネットワークの機能が付加されているので、画像撮影系や画像出力系を別体として構成でき、システム内の負荷を分散することができる。また、新たに別の機器を付加したり、ある機器をより性能の高い機器に置き換えることも容易である。

(実施例3) 次に、第3実施例を説明する。

【0244】第3実施例では、基本システムにPACSを適用したシステム(PACSシステムと称する)について説明する。

【0245】図78はPACSシステムの装置構成を示すブロック図である。PACSシステムは、マンモグラフィ撮影装置280、ゲートウェイ281、ゲートウェイ282、デジタイザ283、イメージヤ284、データベース285、ワークステーション286によって

構成されている。

【0246】マンモグラフィ撮影装置280、ディジタルイザ283、イメージヤ284、データベース285は、前述したモダリティシステムと同等な装置である。一方、ワークステーション286は、前述したモダリティシステムの読影用ワークステーション250とは異なり、マンモグラム画像を扱うための専用の装置ではない。

【0247】CRT287は画像確認のための装置であり、マンモグラム画像の読影は、ワークステーション286によって行う。

【0248】PACSシステムが前述したモダリティシステムとは異なり、ゲートウェイ281を介して、他のモダリティ288と接続可能となっている。また、検査依頼情報といったRIS289からの情報は、一旦、ゲートウェイ282を介してからPACSシステムに入力する。

(実施例4) 次に、第4実施例を説明する。第4実施例ではその他のシステムバリエーションについて説明する。

【0249】図79は、異常検出(診断支援)システムの概略構成を示すブロック図である。異常検出システムはアナログのフィルムをディジタルイザ260によってデジタル化し、ワークステーション262により異常陰影の検出を行う。

【0250】検出された異常陰影はCRT268あるいはイメージヤ264に出力される。以上のように構成すれば、システムが簡潔なものとなる。

【0251】検出した異常位置を示さず、単に警告音を発する最も簡単なシステムも考えられる。

【0252】図80は、撮影システムの概略構成を示すブロック図である。撮影システムは、マンモグラフィ撮影装置270、イメージヤ272、CRT274によって構成されている。撮影システムは、撮影した画像の濃度補正を行って出力する機能のみを有し、従来のスクリーン・フィルムシステムと取扱いは同じである。

【0253】本発明は、上述した実施例に限定されず種々変形して実施可能である。例えば、画像の並べ方としては、“CC”または、“ML”方向で撮影した画像のどちらか一方の画像に異常が検出された場合は、例えば“CC”画像にて検出された場合は、同じ部位の“ML”画像を横に並べて表示したり、例えば、“ML”画像にて検出された場合は、同じ部位の“CC”画像を横に並べて表示してもよい。

【0254】また、CADによる異常陰影の検出結果の表示においては、“CC”画像、“ML”画像を表示する場合においても、異常が検出された場合その旨を出力するようにしても良い。また、原画像(マンモグラム画像)の隣に異常陰影を指摘する旨の画像を作成し、原画像に重畳して表示するようにしてもよい。その場合、重

畳する画像の大きさは原画像と同じとするか、それ以下の大きさとする。また、原画像や処理画像の隣に異常陰影を指摘する旨の文字情報を出力するようにしてもよい。

【0255】

【発明の効果】本発明によれば、以下のマンモグラフィ装置を提供できる。

(1) 乳房が密なマンモグラム画像であっても微小石灰化陰影や腫瘍陰影を容易に見分けることが可能である。

(2) マンモグラム画像を比較読影する際に、比較対象の画像の濃度範囲を同じにして観察することが可能である。

(3) マンモグラム画像上の拡大指示、強調部位の指定を自動で行うことが可能である。

(4) マンモグラム画像を画面に自動的に並べる。

(5) コンピュータによる異常位置の検出において、異常位置の結果がオリジナルの画面に重ならないように指示する。

(6) 異常陰影の検出手段が対象の画像に適用できない場合は、適用できない旨を出力する。

(7) 過去の画像との比較を自動的に行い、変化があれば注意を喚起する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるマンモグラフィ装置の第1実施例に係る基本システムの概略構成を示すブロック図。

【図2】基本システム1の外観を示す斜視図。

【図3】X線発生装置2の内部構成を概略的に示すブロック図。

【図4】乳房の硬さを決定するための特性を示す図。

【図5】乳房の大きさ検出を説明するための図。

【図6】フィルムの大きさを選択するための操作パネルの一例を示す図。

【図7】平面検出器におけるAECのためのデータ収集ポイントを示す図。

【図8】検出器データの破壊的読み出しを行わずにAECデータを収集するためのAEC用検出器46を示す図。

【図9】圧迫板3により乳房を圧迫する機構部分を横から見た断面図。

【図10】圧迫部48の駆動方法の一例を示す図。

【図11】乳房圧迫機構の概略構成を示すブロック図。

【図12】X線曝射に関係づけて乳房を圧迫する過程を示す図。

【図13】X線曝射に関係づけて乳房を圧迫する過程を示す図。

【図14】X線検出装置4の内部構成を概略的に示すブロック図。

【図15】TFT平面検出器の構成を示す回路図。

【図16】操作パネル90の画面遷移を表す図。

【図17】操作パネルに表示された検査(患者)リスト

パネルを示す図。

【図 1 8】出力画面制御のための入力を行う操作パネルを示す図。

【図 1 9】画像選択用パネルの斜視図。

【図 2 0】詳細表示 R O I の選択用パネルの斜視図。

【図 2 1】読影医師 I D 入力パネルを示す図。

【図 2 2】出力装置 1 0 の内部構成を示すブロック図。

【図 2 3】出力されたフィルム 1 0 2 の一例を示す図。

【図 2 4】通常のブレスト（乳房）のヒストグラムを示す図。

【図 2 5】乳腺領域が密なブレスト（デンスブレスト）のヒストグラムを示す図。

【図 2 6】n 画素 × n 画素の微小領域を示す図。

【図 2 7】画素値とグレイスケール（輝度）の関係を示す図。

【図 2 8】左右の乳房の画像を表示あるいは出力するまでの流れを概略的に示す図。

【図 2 9】濃度同一化処理ユニット 1 3 0 の処理の具体例を示す図。

【図 3 0】拡大表示のための R O I と、 R O I 中心の位置移動の軌跡を示す図。

【図 3 1】 R O I 中心の位置移動が連続して行われるときの軌跡を示す図。

【図 3 2】乳房輪郭 1 3 8 を多角形で近似する様子を示す図。

【図 3 3】設定された R O I 1 3 3 による拡大表示の例を示す図。

【図 3 4】設定された R O I 1 3 3 によるコントラスト強調の例を示す図。

【図 3 5】種々のマンモグラム画像に応じた R O I 位置移動の軌跡を示す図。

【図 3 6】画素値とグレイスケールの関係を示す図。

【図 3 7】乳房面積を示す図。

【図 3 8】輪郭角度 1 4 4 を求めるための図。

【図 3 9】撮影方向の種類を示した図。

【図 4 0】画像の画面への配置方法の種別を示す図。

【図 4 1】医師 A の画像の配置を様子を示した図。

【図 4 2】医師 B の画像の配置を様子を示した図。

【図 4 3】医師 C の画像の配置を様子を示した図。

【図 4 4】画像データのサイズ加工を示す図。

【図 4 5】異常陰影検出結果を画像の外部から示すようにした画面の模式図。

【図 4 6】今回画像と前回画像（過去画像）を 2 台の C R T の画面にそれぞれ配置した様子を示す図。

【図 4 7】コントラスト調整を説明するための図。

【図 4 8】異常陰影を表示した画面を示す図。

【図 4 9】C アームと C アーム支持部を横から見た図。

【図 5 0】撮影方法を自動認識する処理を概略的に示すブロック図。

【図 5 1】回転角度を自動的に認識する機構の概略を示す斜視図。

【図 5 2】撮影条件の判断方法を示す図。

【図 5 3】回転角度の自動認識の他の例を示す図。

【図 5 4】バイオプシー検査に用いる加圧パッドを示す図。

【図 5 5】C アームの姿勢を概略的に示す図。

【図 5 6】C アームの姿勢を示す外観図。

【図 5 7】乳房の疾患部に針を挿入する様子を示した図。

【図 5 8】検出器上に設定したプロファイル取得ラインを示す図。

【図 5 9】プロファイル取得ライン “a” とプロファイル取得ライン “c” を示す図。

【図 6 0】陰影の解析（異常の解析）を医師が指示するための画面を示す図。

【図 6 1】画像データの座標系を示す図。

【図 6 2】C R T とフィルムの座標系を示す図。

【図 6 3】検出された微小石灰化陰影と腫瘍陰影の座標を示す図。

【図 6 4】C A D 結果と拡大表示の R O I が表示された画面を示す図。

【図 6 5】操作パネルに表示された初期画面を示す図。

【図 6 6】異常陰影検出結果を画像に重ねて表示した画面を示す図。

【図 6 7】操作パネルでの R O I の表示と C R T の表示を示す図。

【図 6 8】2 枚の画像を並べて表示した画面を示す図。

【図 6 9】切除標本の画像を示す図。

【図 7 0】未読影画像と過去画像を並べた画面を示す図。

【図 7 1】異常陰影が表示された未読影画像と過去画像を並べた画面を示す図。

【図 7 2】本発明によるマンモグラフィ装置の第 2 実施例に係るモダリティシステムの概略構成を示すブロック図。

【図 7 3】マンモグラフィ撮影装置 2 1 0 の内部構成を示すブロック図。

【図 7 4】デジタルイザ 2 2 0 の内部構成を示すブロック図。

【図 7 5】イメージヤ 2 3 0 の内部構成を示すブロック図。

【図 7 6】データベース 2 4 0 の内部構成を示すブロック図。

【図 7 7】マンモグラム読影ワークステーション 2 5 0 の内部構成を示すブロック図。

【図 7 8】本発明によるマンモグラフィ装置の第 3 実施例に係る P A C S システムの概略構成を示すブロック図。

【図 7 9】本発明によるマンモグラフィ装置の第 4 実施例に係る異常検出（診断支援）システムの概略構成を示す

すブロック図。

【図 8 0】本発明によるマンモグラフィ撮影装置の第4実施例に係る撮影システムの概略構成を示すブロック図。

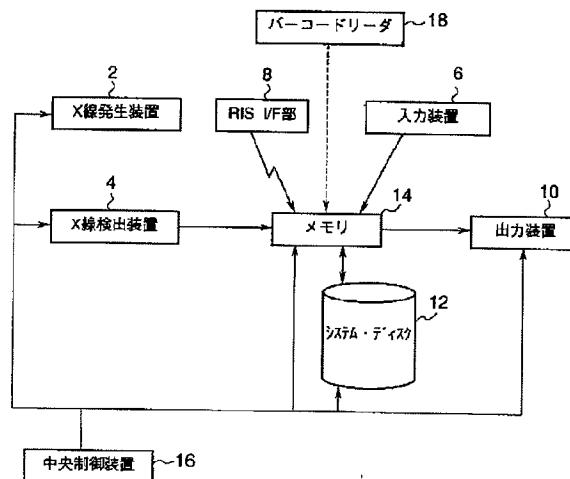
【図 8 1】従来のPACSシステムの概略構成を示すブロック図。

【符号の説明】

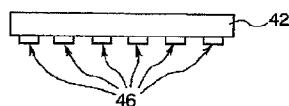
1…基本システム、2…X線発生装置、3…圧迫板、4…X線検出装置、5…Cアーム、6…入力装置、8…R I S I / F部、10…出力装置、12…システム・ディスク、14…メモリ、16…中央処理装置、18…バーコードリーダ、20…X線管、22…高圧発生部、24…X線コントローラ、26…フィルタ切り替え部、28…圧迫圧力制御部、30…AEC、32…フォトセンサ、34…制御パネル、36…厚さデータ、38…光学式検出器、39…光線、40…反射板、42…平面検出器、44…データ収集ポイント、48…圧迫部、49…圧迫板支持部、50…圧力センサ、52…制御部、54…可動部、56…設定値、60…読み出し時間設定装置、62…タイミング発生装置、64…駆動装置、68…読み出し装置、70…A/D変換部、72…読み出し範囲設定装置、73…アレイ、76…ゲート線、78…データ線、80…FET、82…センサ、90…操作パネル、92…シェーマ、94…画像選択用パネル、95

…メカニカル・スイッチ、96…詳細表示ROIの選択パネル、98…ID入力装置、100…CRT、102…フィルム、104…画像縮小・拡大処理部、106…画面作成部、108…フレームメモリ、110…オーバーレイメモリ、112…表示管理部、114…D/A変換部、116…バーコード生成部、118…レーザー書き込み装置、120…バーコード、122…ROI、124…画像データ、126…変換前の直線、128…変更後の直線、129…画像メモリバンク、130…濃度同一化ユニット、132…合成画像、133…ROI、134…平均値算出部、135…除算部、136…画像演算部、137…輪郭部、138…乳房輪郭、139…第1の閉曲線、140…第2の閉曲線、145…画面、146…マンモグラム画像、147…マーカー、148…異常（陰影）、149…検出された異常の数、150…他のマーカー、152…識別子、154…Cアーム支持部、S1…Cアームの角度認識処理、S2…撮影方向の判断処理、S3…判断条件の入力処理、S4…付随情報書き込み処理、S5…手入力/訂正処理、156…回転軸、158…第1の歯車、160…第2の歯車、164…第1の電極、166…第2の電極、168…加圧ペッド、170…窓、172…疾患部、174…針、176…バイオプシー照射野、178…プロファイル取得ライン、180…微小石灰化陰影、300…切除標本。

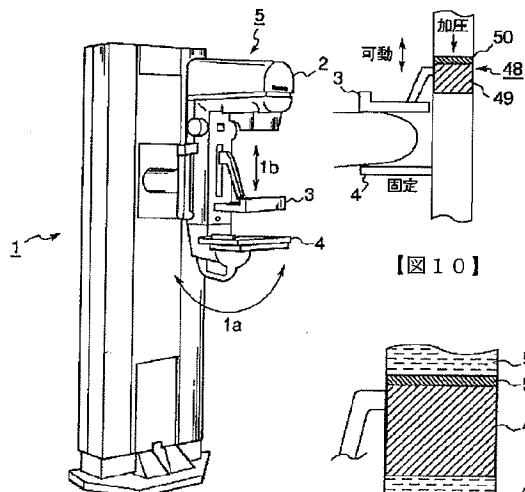
【図 1】



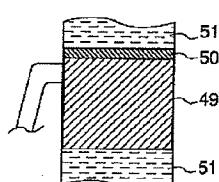
【図 8】



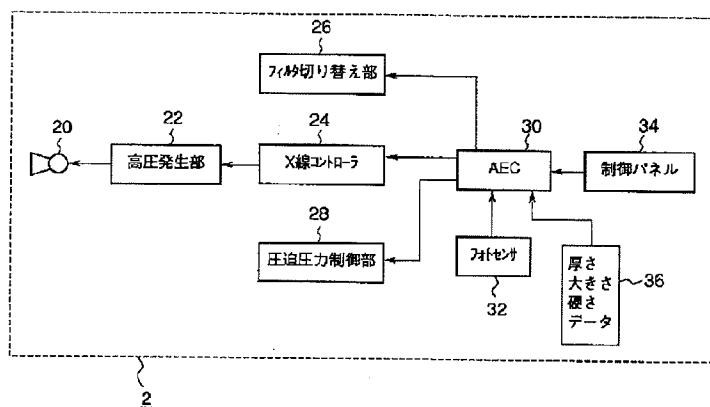
【図 2】



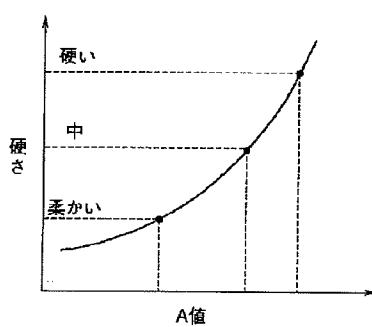
【図 9】



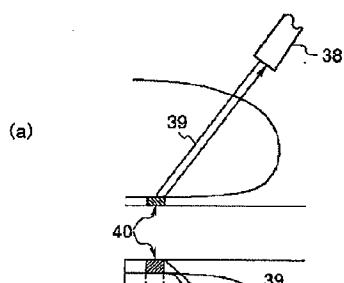
【図3】



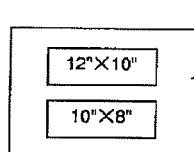
【図4】



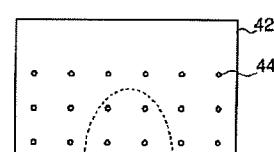
【図5】



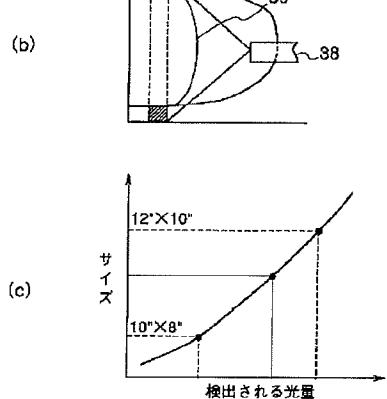
【図6】



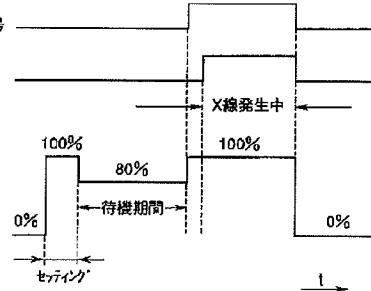
【図7】



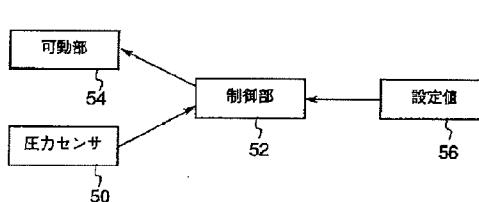
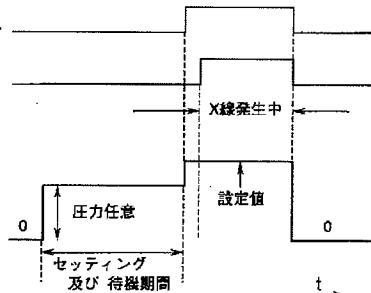
【図12】



【図11】

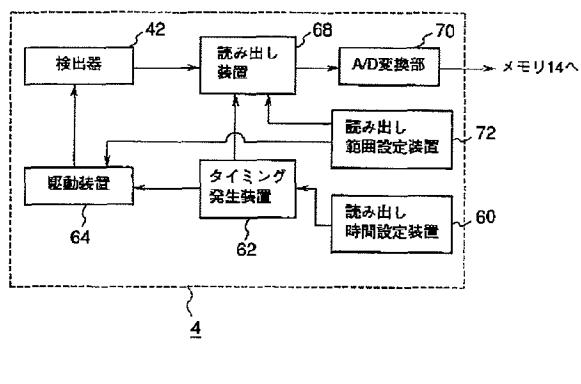
(a) X線発生信号
(b) X-ray

【図13】

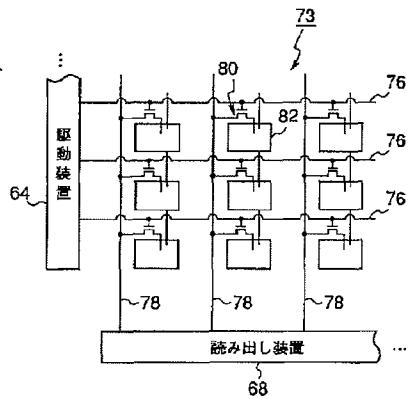
(a) X線発生信号
(b) X-ray

【図14】

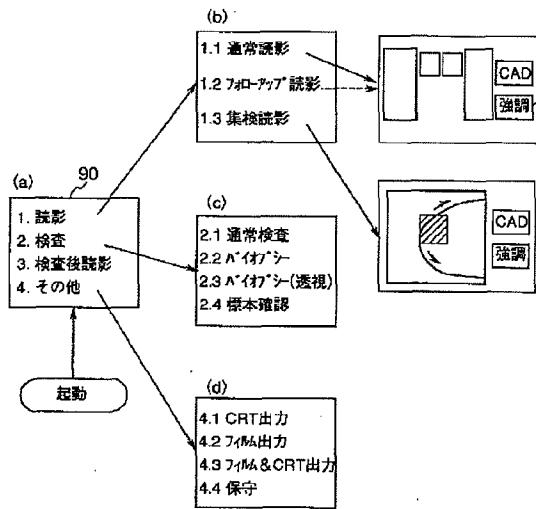
【図15】



【図16】

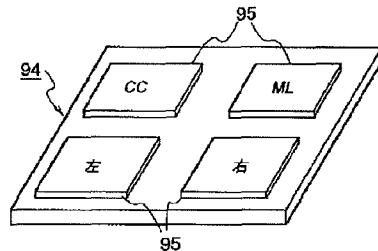


【図19】

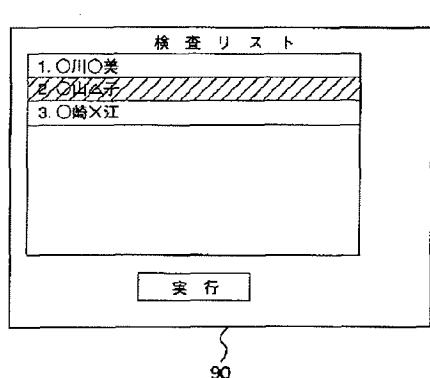
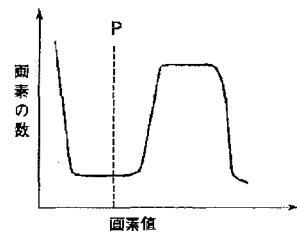


【図17】

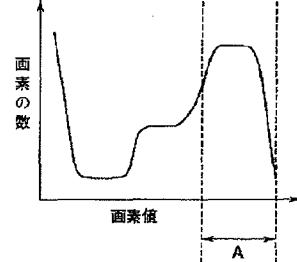
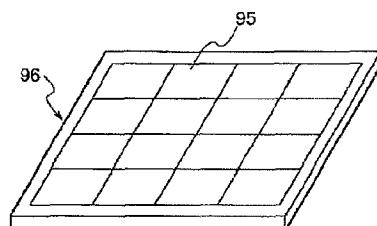
【図20】



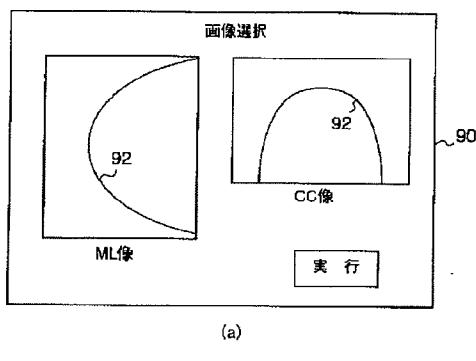
【図24】



【図25】

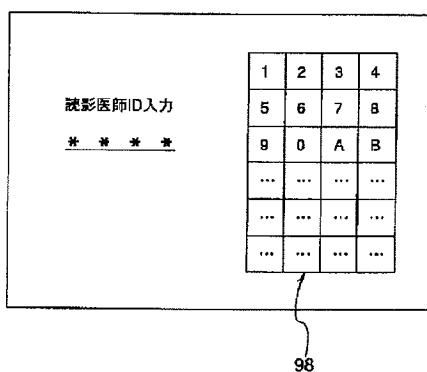


【図18】



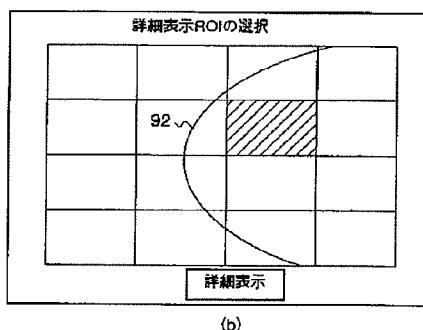
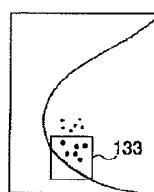
(a)

【図21】



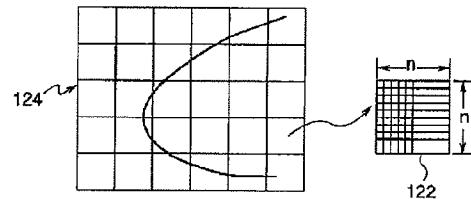
98

【図34】

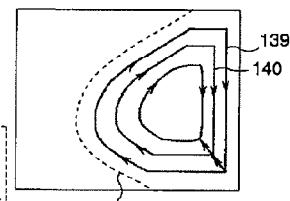
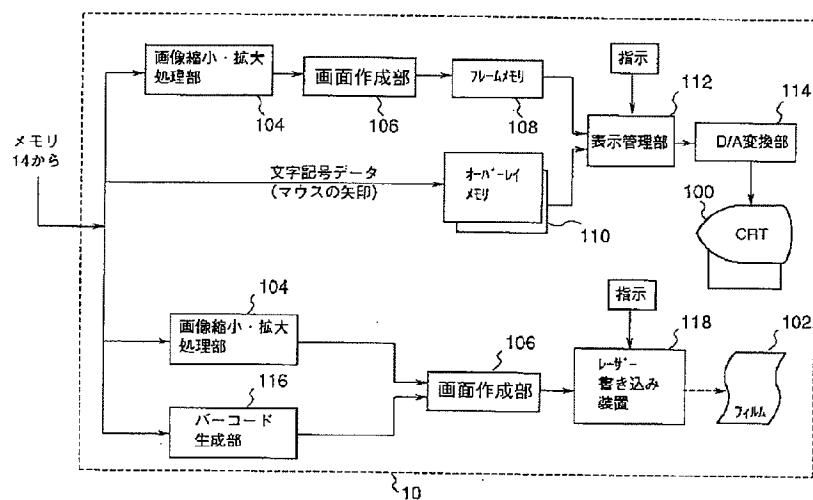


(b)

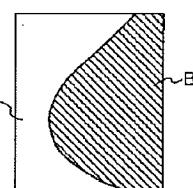
【図26】



【図22】

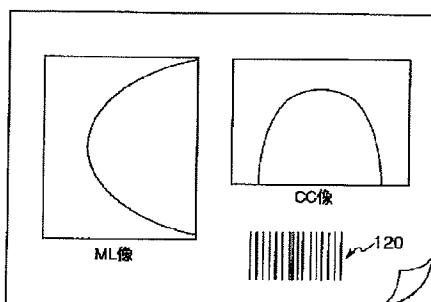


【図37】

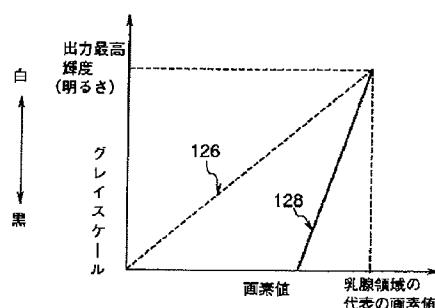


【図 2 3】

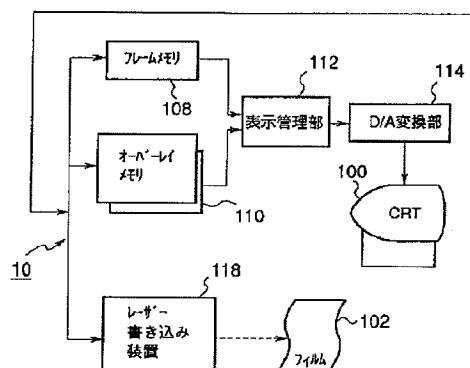
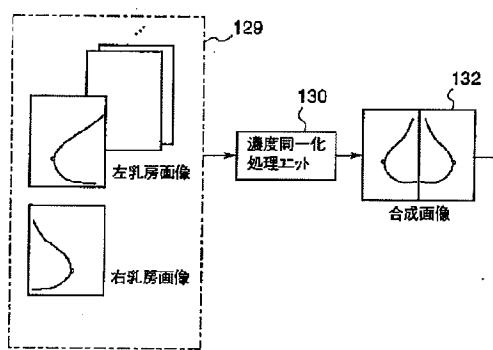
【図 2 7】



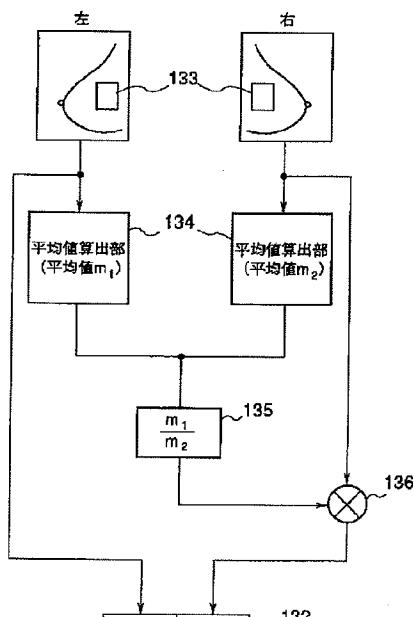
【図 2 8】



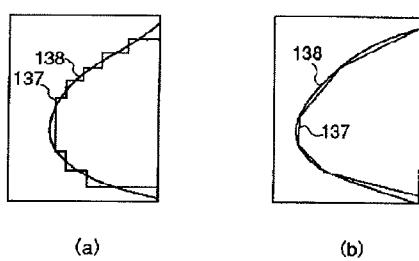
【図 2 9】



【図 2 2】

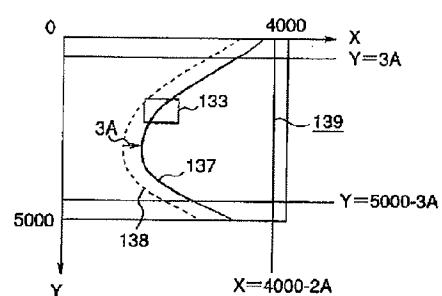


【図 3 0】



(a)

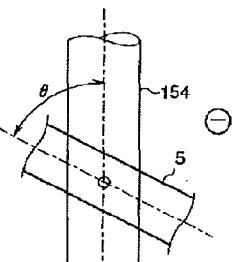
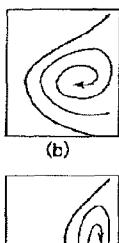
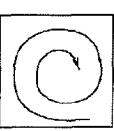
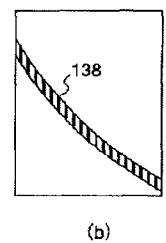
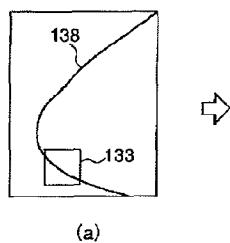
(b)



【図33】

【図35】

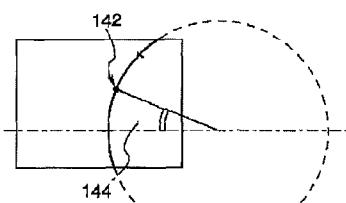
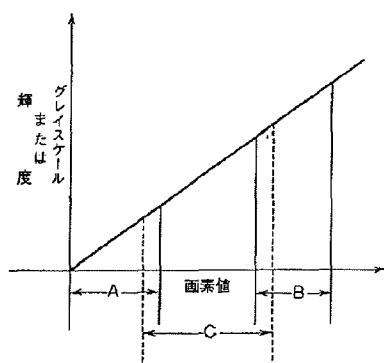
【図49】



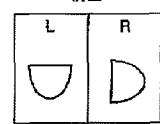
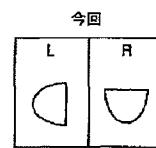
【図36】

【図38】

【図46】

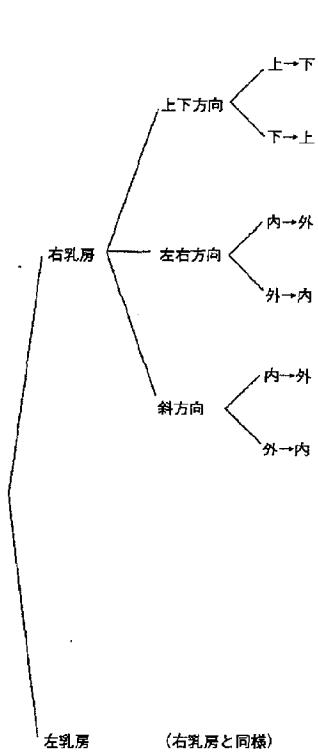


医師A ケース1において、右乳房で異常有りの場合

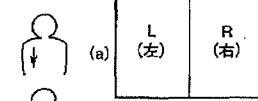


【図39】

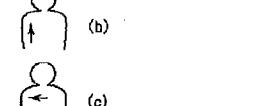
【図40】



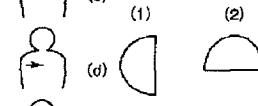
(a)



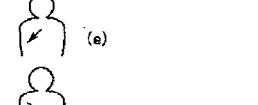
(b)



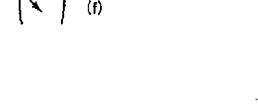
(c)



(d)



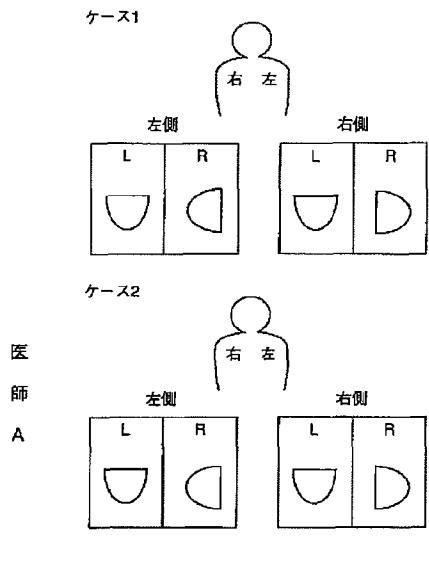
(e)



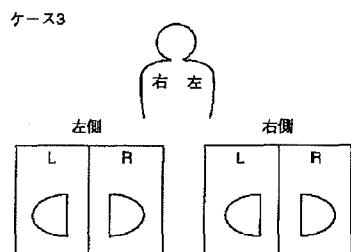
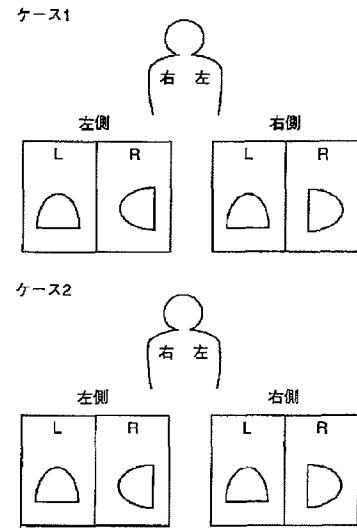
(f)

(b)

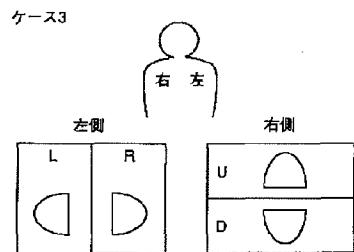
【図41】



【図42】

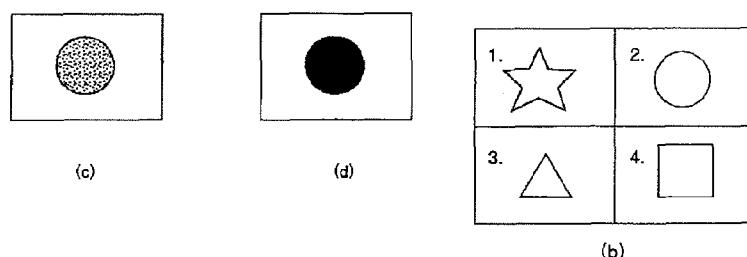
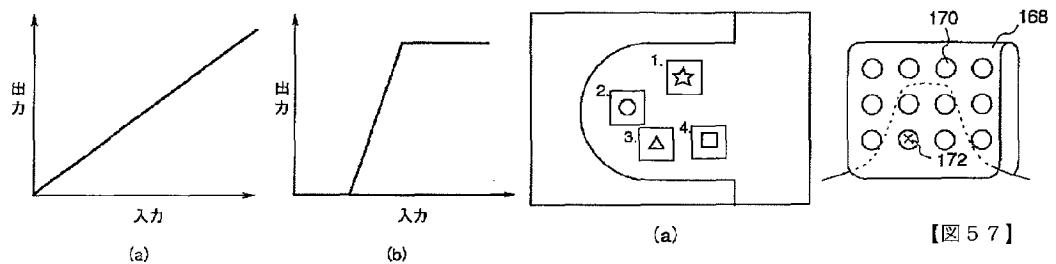


【図47】

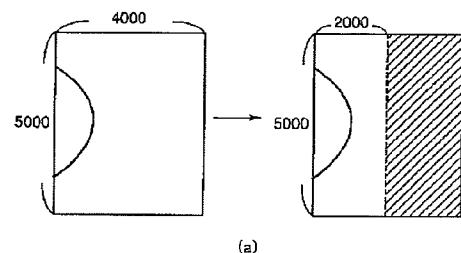


【図48】

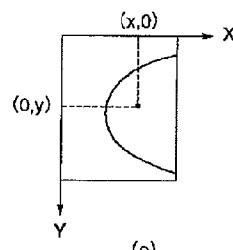
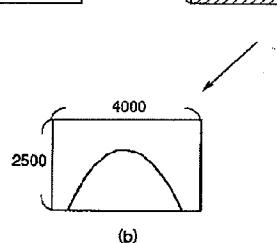
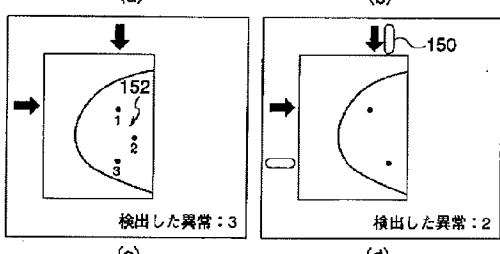
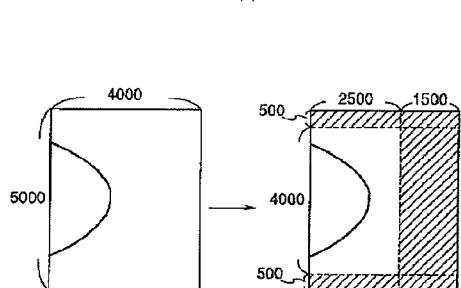
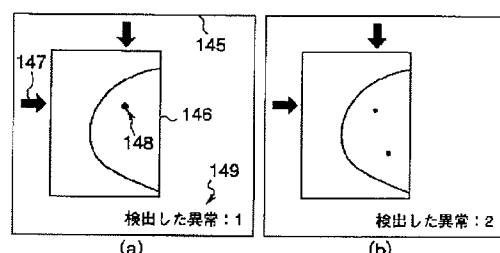
【図54】



【図4-4】



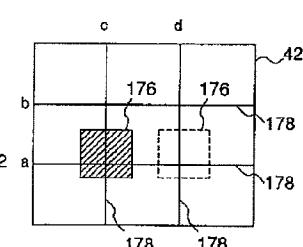
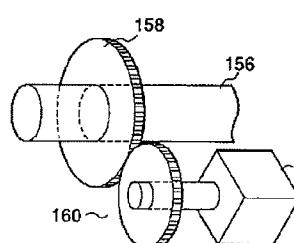
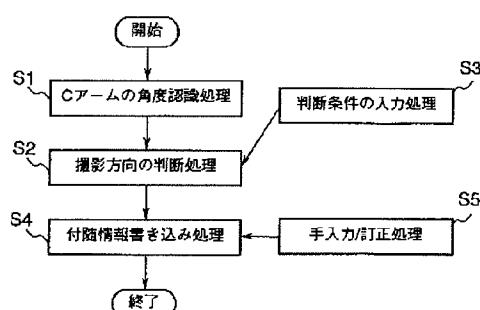
【図4-5】



【図5-0】

【図5-1】

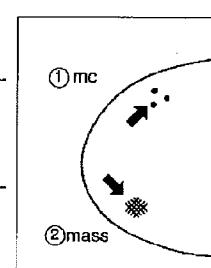
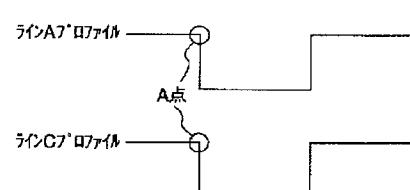
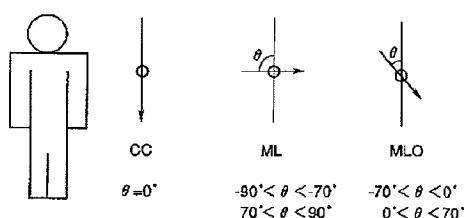
【図5-8】



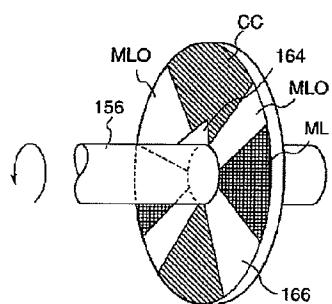
【図6-6】

【図5-2】

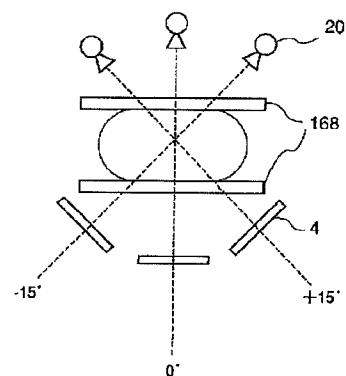
【図5-9】



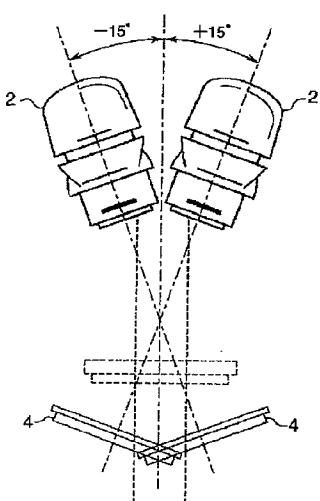
【図 5 3】



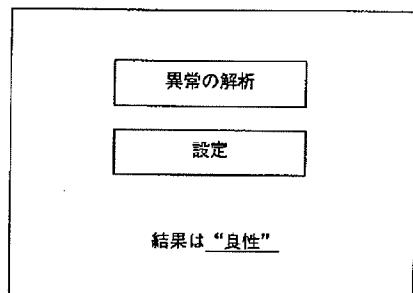
【図 5 5】



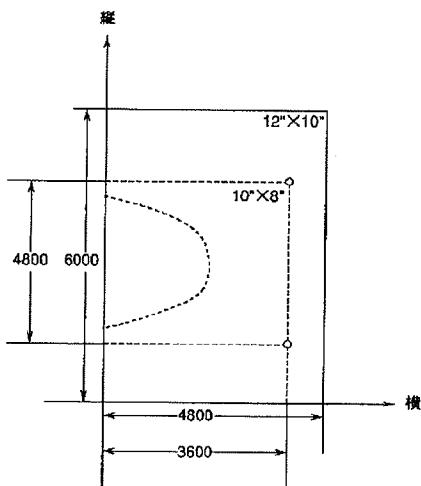
【図 5 6】



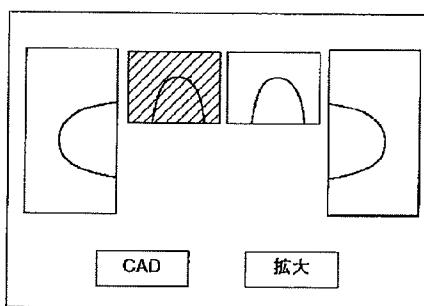
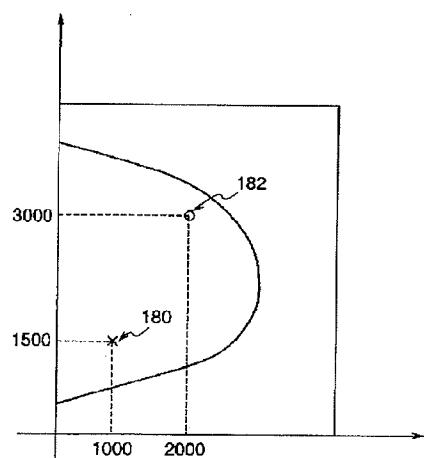
【図 6 0】



【図 6 1】

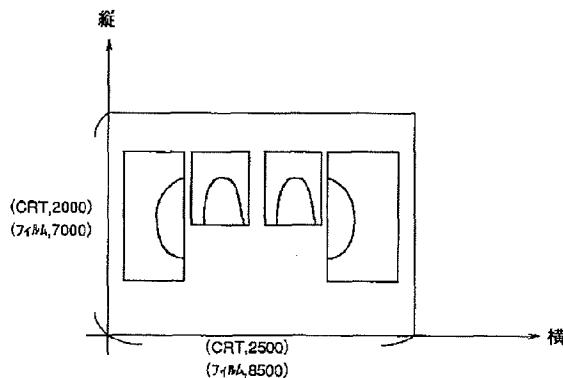


【図 6 3】

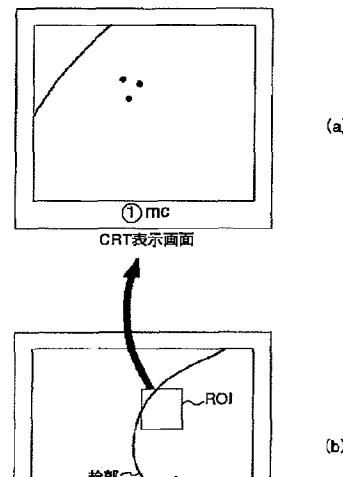


【図 6 2】

【図 6 7】

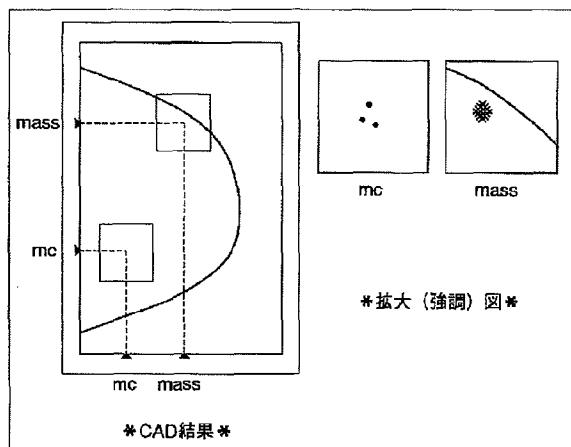


【図 6 4】



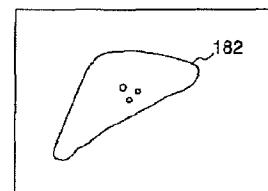
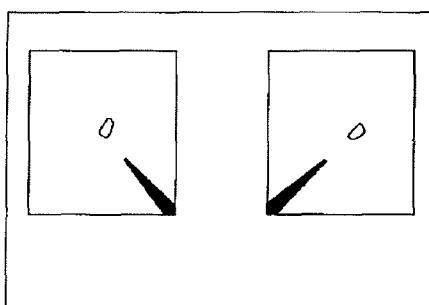
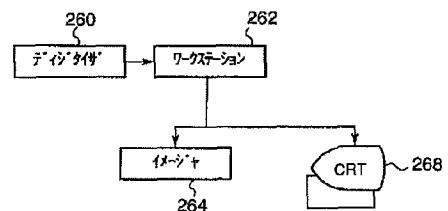
(a)

(b)

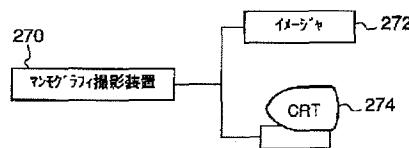


【図 6 8】

【図 7 9】

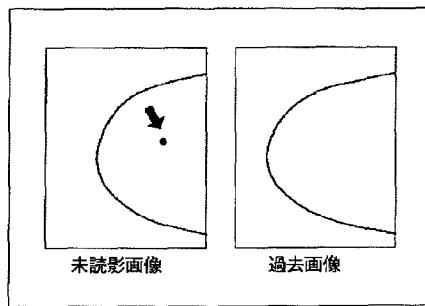
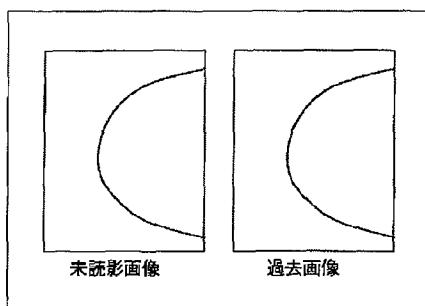


【図 8 0】



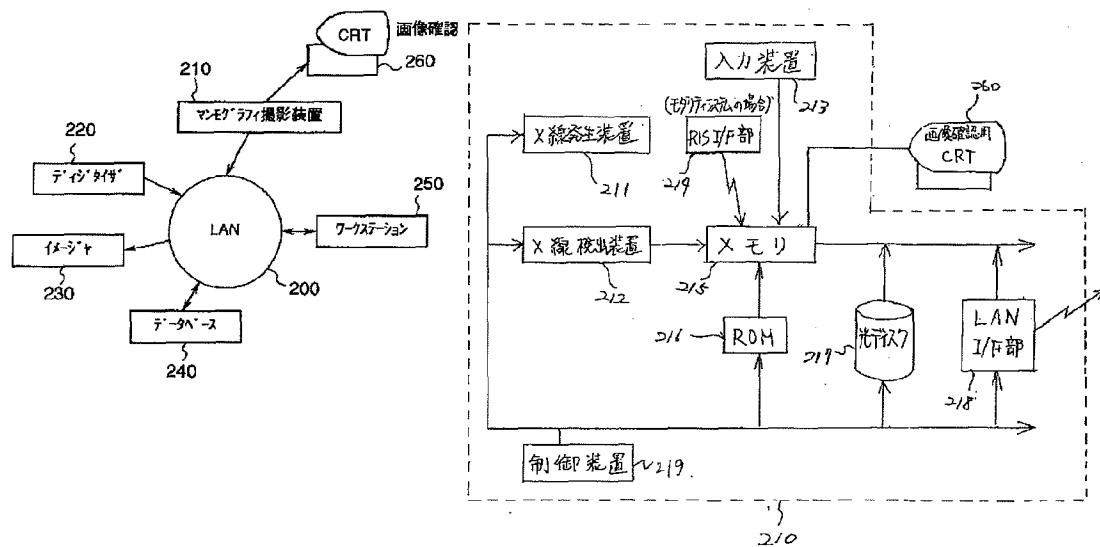
【図70】

【図71】

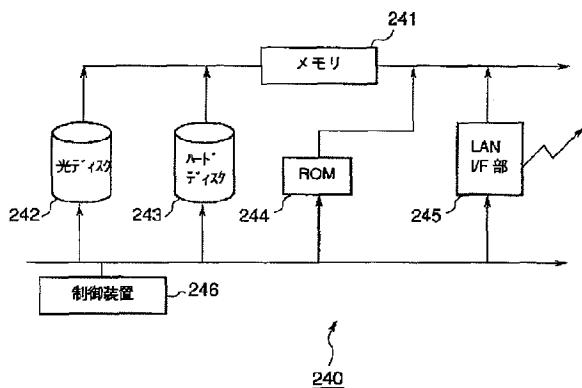


【図72】

【図73】

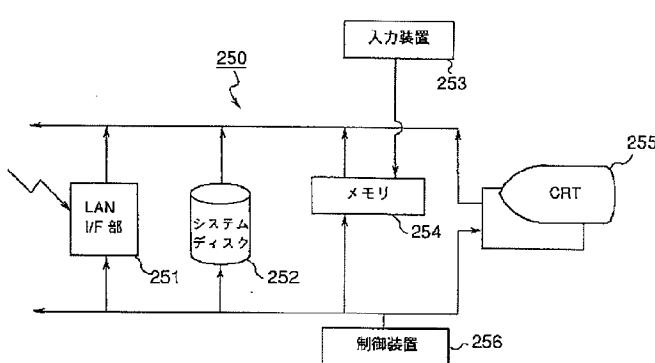
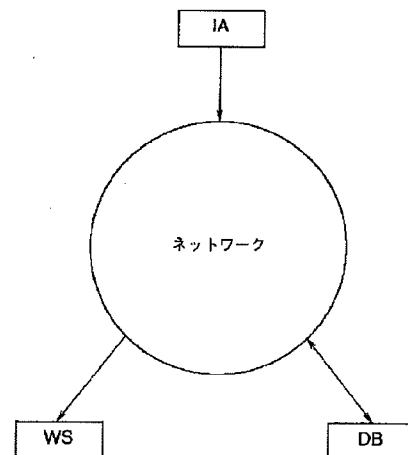
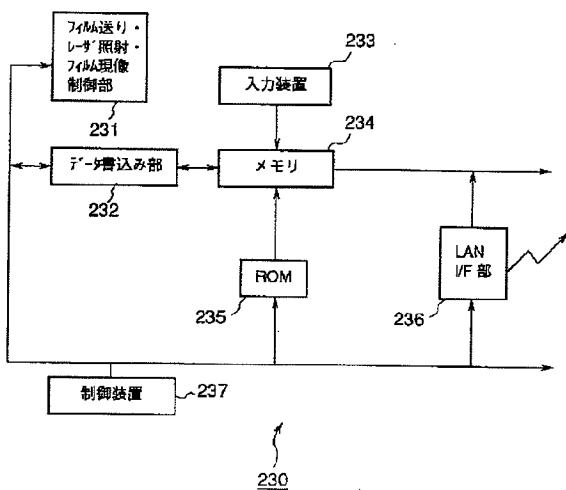
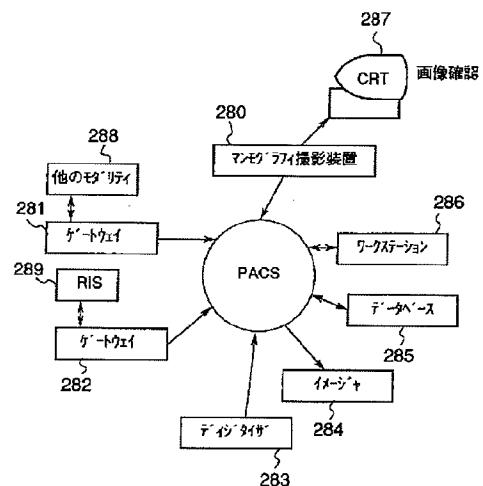
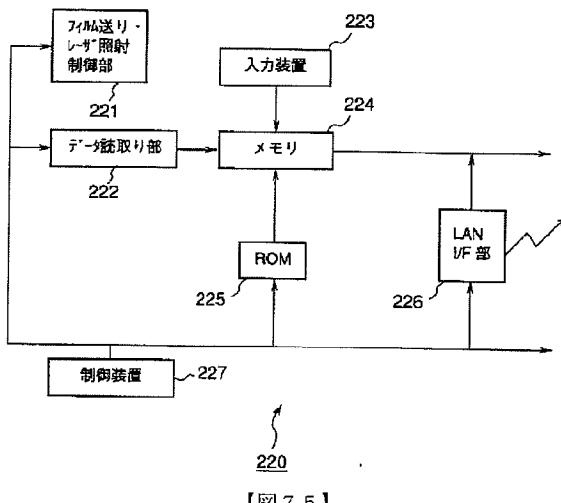


【図74】



【図 7 4】

【図 7 8】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁶
G 0 6 T 1/00
5/00
5/20

識別記号 庁内整理番号 F I 技術表示箇所

G 0 6 F 15/62 3 9 0 A
15/68 3 1 0 J
4 0 0 A

(72) 発明者 西木 雅行
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(72) 発明者 名渕 好一郎
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(72) 発明者 田口 克行
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72) 発明者 斎須 亨
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(72) 発明者 富崎 隆之
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(72) 発明者 塚本 明
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内